

ELEKTROMYOGRAPHISCHE
AUSWERTEVERFAHREN
UND IHRE FEHLERMÖGLICHKEITEN

von
Rudolf W. Ott
aus
Erlangen

1979

Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Universität Erlangen-Nürnberg

Direktor: Professor Dr. M. Hofmann

ELEKTROMYOGRAPHISCHE AUSWERTEVERFAHREN UND IHRE FEHLERMÖGLICHKEITEN

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde

der Medizinischen Fakultät

der Friedrich-Alexander-Universität

Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

Rudolf W. Ott

aus

Erlangen

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen - Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. W. Kersten

Referent: Prof. Dr. M. Hofmann

Tag der mündlichen Prüfung: 05.11.1979

- 1. Einleitung des Verfassers
- 2. Einleitung des Lesers
- 3. Einleitung des Verfassers
- 4. Einleitung des Lesers
- 5. Einleitung des Verfassers
- 6. Einleitung des Lesers
- 7. Einleitung des Verfassers
- 8. Einleitung des Lesers
- 9. Einleitung des Verfassers
- 10. Einleitung des Lesers
- 11. Einleitung des Verfassers
- 12. Einleitung des Lesers
- 13. Einleitung des Verfassers
- 14. Einleitung des Lesers
- 15. Einleitung des Verfassers
- 16. Einleitung des Lesers
- 17. Einleitung des Verfassers
- 18. Einleitung des Lesers
- 19. Einleitung des Verfassers
- 20. Einleitung des Lesers
- 21. Einleitung des Verfassers
- 22. Einleitung des Lesers
- 23. Einleitung des Verfassers
- 24. Einleitung des Lesers
- 25. Einleitung des Verfassers
- 26. Einleitung des Lesers
- 27. Einleitung des Verfassers
- 28. Einleitung des Lesers
- 29. Einleitung des Verfassers
- 30. Einleitung des Lesers
- 31. Einleitung des Verfassers
- 32. Einleitung des Lesers
- 33. Einleitung des Verfassers
- 34. Einleitung des Lesers
- 35. Einleitung des Verfassers
- 36. Einleitung des Lesers
- 37. Einleitung des Verfassers
- 38. Einleitung des Lesers
- 39. Einleitung des Verfassers
- 40. Einleitung des Lesers
- 41. Einleitung des Verfassers
- 42. Einleitung des Lesers
- 43. Einleitung des Verfassers
- 44. Einleitung des Lesers
- 45. Einleitung des Verfassers
- 46. Einleitung des Lesers
- 47. Einleitung des Verfassers
- 48. Einleitung des Lesers
- 49. Einleitung des Verfassers
- 50. Einleitung des Lesers
- 51. Einleitung des Verfassers
- 52. Einleitung des Lesers
- 53. Einleitung des Verfassers
- 54. Einleitung des Lesers
- 55. Einleitung des Verfassers
- 56. Einleitung des Lesers
- 57. Einleitung des Verfassers
- 58. Einleitung des Lesers
- 59. Einleitung des Verfassers
- 60. Einleitung des Lesers
- 61. Einleitung des Verfassers
- 62. Einleitung des Lesers
- 63. Einleitung des Verfassers
- 64. Einleitung des Lesers
- 65. Einleitung des Verfassers
- 66. Einleitung des Lesers
- 67. Einleitung des Verfassers
- 68. Einleitung des Lesers
- 69. Einleitung des Verfassers
- 70. Einleitung des Lesers
- 71. Einleitung des Verfassers
- 72. Einleitung des Lesers
- 73. Einleitung des Verfassers
- 74. Einleitung des Lesers
- 75. Einleitung des Verfassers
- 76. Einleitung des Lesers
- 77. Einleitung des Verfassers
- 78. Einleitung des Lesers
- 79. Einleitung des Verfassers
- 80. Einleitung des Lesers
- 81. Einleitung des Verfassers
- 82. Einleitung des Lesers
- 83. Einleitung des Verfassers
- 84. Einleitung des Lesers
- 85. Einleitung des Verfassers
- 86. Einleitung des Lesers
- 87. Einleitung des Verfassers
- 88. Einleitung des Lesers
- 89. Einleitung des Verfassers
- 90. Einleitung des Lesers
- 91. Einleitung des Verfassers
- 92. Einleitung des Lesers
- 93. Einleitung des Verfassers
- 94. Einleitung des Lesers
- 95. Einleitung des Verfassers
- 96. Einleitung des Lesers
- 97. Einleitung des Verfassers
- 98. Einleitung des Lesers
- 99. Einleitung des Verfassers
- 100. Einleitung des Lesers

Meiner lieben Frau Annegret

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung und Problemstellung
2. Literaturübersicht
- 2.1. Nadelelektromyographie
- 2.2. Oberflächenelektromyographie
 - 2.2.1. unipolare Ableitung
 - 2.2.2. bipolare Ableitung
 - 2.2.3. Elektrodenmaterialien und Elektrodenabmessungen
 - 2.2.4. Interelektrodenabstände
 - 2.2.5. Hautwiderstände
 - 2.2.6. Verstärkereingangsimpedanzen
 - 2.2.7. Verstärkungsfaktoren
 - 2.2.8. Bandpassfilterung
 - 2.2.9. Direkte Auswerteverfahren
 - 2.2.10. Indirekte Auswerteverfahren
3. Eigene Untersuchungen
 - 3.1. Elektroden- und Hautimpedanzmeßmethode
 - 3.1.1. Durchführung der Elektrodenimpedanzmessung
 - 3.1.2. Durchführung der Hautimpedanzmessung
 - 3.1.3. Berechnungen
 - 3.1.4. Ergebnisse
 - 3.1.5. Änderung der Verstärkereingangsimpedanz
 - 3.2. Untersuchungen zu Mittelwertbildnern und Integratoren
 - 3.2.1. Allgemeine Vorbemerkungen
 - 3.2.2. Rechnerische Beschreibung von Mittelwertbildnern
 - 3.2.3. Sprungantwortverhalten von Mittelwertbildnern 1. Ordnung
 - 3.2.4. Experimentelle Untersuchung
 - 3.2.5. Überprüfung eines einfachen Mittelwertbildners
 - 3.2.6. Messungen
 - 3.2.7. Sprungantwortverhalten
 - 3.2.8. Aufzeichnung der Elektromyogramme
 - 3.2.9. Auswertung und Ergebnisse der gespeicherten EMG-potentiale
 - 3.2.10. Optimierung des Sprungantwortverhaltens

- 3.3. Aktive Mittelwertbildner
- 3.3.1. Beschreibung und Berechnung
- 3.3.2. Sprungantwortverhalten
- 3.3.3. Ergebnisse
- 3.3.4. Experimentelle Überprüfung der Rechenergebnisse
- 3.4. Mittelwertbildner als Integratoren
- 3.4.1. Rechnerische Vorüberlegungen
- 3.4.2. Berechnung der Entladezeit
- 3.4.3. Ergebnisse
- 3.5. Reine Integratoren
- 3.5.1. Aufbau des reinen Integrators
- 3.5.2. Überprüfung der Linearität
- 3.5.3. Integrieren von Kuckkraftimpulsen
- 3.5.4. Ergebnis
- 3.6. Ein frequenzanalytisches Auswerteverfahren
- 3.6.1. Aufbau des frequenzanalytischen Systems
- 3.6.2. Vorläufige Ergebnisse
- 4. Diskussion
- 5. Zusammenfassung
- 6. Literaturverzeichnis
- 7. Anhang

1. Einleitung und Problemstellung

Seit einigen Jahrzehnten wird die Elektromyographie in wissenschaftlichen Untersuchungen verschiedenster Provenienzen als Methode zur Beurteilung von Muskelfunktionen und Muskelfehlfunktionen herangezogen. Das Interesse richtete sich auf rein qualitative Aussagemöglichkeiten, z.B. in der Neurologie, wo Fragen zu beantworten waren, ob eine Erkrankung im Zweifelsfall neurogenen oder muskulären Ursprungs ist, oder auf quantitative Aussagemöglichkeiten. z.B. in der Physiologie, wo Zusammenhänge zwischen aufgewendeter Kraft und den elektrischen Erscheinungen am Muskel gesucht wurden. Die Vielfalt der Untersuchungen kann in alle Teilbereiche der Medizin bis hin zur Arbeitswissenschaft verfolgt werden. Ebenso vielfältig wie verschieden sind die Untersuchungsmethoden und Ergebnisse.

Die verwirrende Anzahl der bisher verwendeten Verfahren zur Gewinnung und Weiterverarbeitung von Muskelaktionspotentialen sollte hinsichtlich auftretender Fehler untersucht werden. Wir waren bestrebt, ein Gerätekonzept mit nur unerheblichen Mißweisungen zu finden, welches sich für elektromyographische Untersuchungen vornehmlich im Hals- und Kopfbereich eignet. Zur Anwendung sollten vorwiegend Oberflächenelektroden kommen, die eine weitaus geringere Belästigung für Patienten darstellen, wie intramuskulär eingeführte Nadelelektroden, und für Langzeituntersuchungen wesentlich günstiger sind.

2. Literaturübersicht

Bisherige Untersuchungsmethodiken:

Zwei wesentliche Wege wurden bisher beschritten, um Muskeln elektromyographisch zu untersuchen. Nach der Art der Elektroden, sowie dem Ableitungs-ort lassen sie sich aufspalten in die Nadelelektromyographie und die Oberflächenelektromyographie.

2.1. Nadelelektromyographie

Hierbei wird versucht, direkt am Ort des Kontraktionsgeschehens, also in allernächster Nähe des Muskels bzw. seiner Untereinheiten die eine Kontraktion begleitenden elektrischen Spannungen abzuleiten. Die Technik der Nadelelektromyographie wird ausführlich beschrieben von Basmajian, J.V. (4) und Buchthal, F. (12). Beide Autoren unterscheiden vier hauptsächlich verwendete Elektroden:

- 1.) konzentrische (koaxiale) Elektrode
- 2.) bipolare Elektrode
- 3.) unipolare Elektrode
- 4.) Multielektrode nach Buchthal.F.(13)

Obwohl mit Nadelelektroden Ableitungen tiefer gelegener Muskeln, die sich einer Oberflächenelektromyographie fast vollständig entziehen, gut durchgeführt werden können (Esslen, E. und Papst, W. (26)), sind reproduzierbare Plazierungen dieser Elektroden

kaum möglich, so daß Änderungen der Potentialamplituden in Abhängigkeit der Elektrodenlage in Kauf genommen werden müssen. Buchthal, F., Guld, C. und Rosenfalck, P. (13) konnten mit einer Multielektrode aufzeigen, daß in einem Abstand von nur 0.5 mm von der Stelle, wo die höchste Amplitude registriert wird, nur noch 10% der ursprünglich dortigen Spannung meßbar waren. Buchthal, F. (12) bezweifelt deshalb den Wert der Spannungsmessung für die elektromyographische Diagnose, hebt jedoch die Differenzierungsmöglichkeit des Nadel-EMG bei neurogenen und myogenen Paresen hervor. Die viel feineren Unterscheidungsmöglichkeiten der Einzelaktionspotentialformen bei der Verwendung von Nadelelektroden prädestinierten diese geradezu für die klinische Elektromyographie. Da das Einführen und Verlagern der Elektroden Schmerzen verursacht und damit nach Puff, K.H. (73) mehr den Charakter eines "Eingriffs" trägt, muß auf eine routinemäßige allgemeine EMG-Untersuchung zugunsten der Ableitungen klinisch relevanter Muskeln verzichtet werden. Trotz des Schmerz verursachenden Plazierens der Nadelelektroden fordern Petajan, J.H. (71), Puff, K.H. (73) und Buchthal, F. (12), den Ableitungsort innerhalb desselben Muskels mehrmals zu wechseln, um Irrtümer bei EMG-untersuchungen auszuschließen.

Der Vollständigkeit halber seien noch die Hakenelektroden erwähnt, die nach O'Connell, A.L. u. Gardner, E.B. (69) eine Mittelstellung zwischen intramuskulären Nadel- und Oberflächen Elektroden einnehmen.

Sie bestehen aus angespitzten rostfreien Stahldrähten, die nach Desinfizierung der Haut, subkutan, was mit Schmerzen verbunden ist, eingeführt werden. Mit ihnen lassen sich wie bei den Oberflächen Elektroden nur Summenaktionspotentiale ableiten. Verwendung fanden sie bei der Arbeit von Ahlgren, J. und Lipke, D.P. (1).

2.2. Oberflächen elektromyographie (OF-EMG)

Zwei Verfahren, mit denen OF-EMG's gewonnen werden können, sind gebräuchlich:

2.2.1. unipolare (monopolare) Ableitung

Hierbei dient eine großflächige indifferente Masseelektrode als Spannungsbezugspunkt und eine differente Elektrode, die oberhalb des Muskelbauches an der Haut befestigt wird, als Meßelektrode (Göpfert, H. (38), Göpfert, H. u. Göpfert, C. (39, 40), Jüde, H.D. et al. (47), Sessler, B.J. u. Schmitt, A. (82)). Der Gebrauch dieser Elektroden verlangt elektrisch gut abgeschirmte Räumlichkeiten und sorgfältige Masseführungen. Daß damit ein immenser Aufwand verbunden ist, darüber berichtet H. Göpfert (38).

2.2.2. bipolare Ableitung

Das augenfälligste Kennzeichen der bipolaren Ableitung ist neben der Verwendung von 2 differenten Elektroden

und einer großflächigen Masse-elektrode der Einsatz eines Differenzverstärkers. Dieser besitzt 3 Eingangsanschlüsse: 2 Signalanschlüsse für die differenzierten Elektroden, die in einem mehr oder weniger engen Abstand auf dem Hautareal des darunter liegenden Muskels plaziert werden und einem Anschluß für das Bezugspotential (McLeod, W.D. (64)). Vorkommende Störspannungen liegen im allgemeinen, vorausgesetzt, die Leitungsführung von den Elektroden zu den zwei Signaleingängen, nämlich dem invertierenden und dem nicht invertierenden, ist symmetrisch ausgelegt, gleichermaßen an beiden Eingängen an (Vahldiek, H. (93)). Durch die Arbeitsweise des Differenzverstärkers werden Störspannungen unterdrückt. Dieses Verhalten wird als Gleichtaktunterdrückung (Bergtold, F. (6) u.a.) bezeichnet (im engl. common mode rejection CMR). Es ist jedoch darauf hinzuweisen, daß das Maß der Gleichtaktunterdrückung (common mode rejection ratio CMRR) von der Frequenz der Störspannung, die es zu eliminieren gilt, abhängig ist (Vahldiek, H. (93)). McLeod, W.D. (64) fordert für EMG-differenzverstärker ein Mindestmaß der Gleichtaktunterdrückung von 80 dB, Klijn, J.A.J. und Klopogge, M.J.G.M. (49) sind jedoch der Meinung, daß die in ihrer Verstärkeranordnung gemessenen Werte von 68dB bis 3 kHz und oberhalb von 3 kHz mit - 6dB pro Oktave ausreichend seien. Rau, G. (78) zeigt, daß durch die Verwendung geeigneter Bauelemente (Dual-FET) Werte für das Gleichtaktunterdrückungsmaß von 100dB und mehr erreicht werden können. Vahldiek, H. (93) weist auf eine schaltungstechnische Variante für Differenzverstärker

hin, der sogenannten Doppelschirmtechnik (guard shield), mit der eine weitere Senkung der Störspannungen einhergeht, wobei eine effektive Gleichtaktunterdrückung von 160 dB ermöglicht wird. Diese letztgenannten Hinweise erscheinen sehr bedeutsam, da nicht jeder Untersucher über so aufwendig abgeschirmte Räumlichkeiten, wie sie von H. Göpfert (38) beschrieben wurden, verfügen kann, und eine Verbesserung der Störspannungsunterdrückung durch die dargestellten Techniken mit nur sehr geringem Aufwand erzielt werden. Wegen der obengenannten Vorteile der Differenzverstärker konnte sich die Technik der Ableitung mit bipolaren Elektroden in weitaus größerem Maß durchsetzen. Auf etliche Nachteile der OF-EMG, die gleichermaßen für beide Ableitungsarten gilt, muß dennoch hingewiesen werden:

- 1.) können mit OF-elektroden nur Summenaktionspotentiale gemessen werden (Buchthal, F. (12))
- 2.) strahlen bei der Ableitung zufällig noch andere tätige Muskeln mit ein und überlagern die EMG's der untersuchten Muskeln (Zuniga, E.N. et al. (97))
- 3.) gehen mit größer gewählten Interelektrodenabständen höhere Frequenzkomponenten verloren (Kadefors, R. (48)), während mit kleineren Abständen Amplitudenverluste hingenommen werden müssen

- 4.) sind tiefer gelegene Muskeln schwer zu erfassen (Buchthal, F. (12), Basmajian, J.V. (4))
- 5.) sind reproduzierbare Ergebnisse nur mit mehr oder weniger großen Fehlern erreichbar (Angelone, L. et al. (2), Kramer, H. et al. (52), Rau, G. (80), Viitasalo, J.H.T. u. Komi, P.V. (94))
- 6.) sind pathologische Veränderungen, die im Nadel-EMG erkannt werden können, im OF-EMG nicht identifizierbar (Buchthal, F. (12))

Trotz der genannten Nachteile konnte die Ableitung mit OF-elektroden qualitative und quantitative Ergebnisse liefern, die einen großen Einblick in die Physiologie und Pathophysiologie der Muskeln gestatten, auch wenn die gefundenen Meßwerte stark voneinander abweichen (5/8/9/10/11/15/18/19/21-25/32-34/39/40 u.a.). Bouisset, S. (10) begründet die quantitativ unterschiedlichen EMG-ergebnisse mit versuchsmethodischen Einflüssen. Anhand nachfolgender Übersichten sollen diese Divergenzen dargestellt werden.

2.2.3. Elektrodenmaterialien und Elektrodenabmessungen

Als OF-elektroden wurden verwendet:

- 1) Lötzinnscheiben mit 3 mm $\varnothing$ (Angelone, L. et al. (2))
- 2) Lötzinnsplättchen, 10 x 3mm (Møller, E. (67))
- 3) Zinnsplättchen, 0,7-1 cm² (Kraft, E. (50/51))
- 4) Messingnapfchen 7-8mm $\varnothing$ (Lippold, O.C.J. (58))
- 5) Silberscheiben mit 8 mm $\varnothing$ (Lee, R.G. et al. (55))
- 6) Silber / Silberchloridelektroden mit 10 mm $\varnothing$ (Jones, J.G. u. Beck, C.H. (46))
- 7) el. leitender Gummi, 8 mm $\varnothing$ (Rau, G. u. Vredenburg, J. (76))
- 8) sowie viele andere

In etlichen Arbeiten fehlen Größenangaben (Norton, B.J. et al. (68)), oder die Elektroden wurden überhaupt nicht erwähnt.

Daß das Elektrodenmaterial einen Einfluß aufgrund von Impedanzvariablen ausübt, ist bei G. Rau und J. Vredenburg (76) geschildert, obgleich diese Autoren die Elektrodenimpedanzen, angesichts der viel höheren Hautimpedanzen für vernachlässigbar halten. Für die Elektrodengröße empfehlen O'Connell, A.L. und Gardner, E.B. (69), diese den zu untersuchenden Muskeln anzupassen. Laurig, W. (56) erwähnt, daß mit zunehmender Elektrodengröße auch die abgeleitete elektrische Aktivität zunimmt und schließt daraus, daß durch größere Elektrodenflächen größere Bereiche des Volumenleiter erfaßt werden.

2.2.4. Interelektrodenabstände

Bei bipolarer Ableitung werden die differentiellen Elektroden längs der Muskelfaserrichtung in einem gewissen Abstand, den wir ab hier Interelektrodenabstand (I_{e-e}) benennen wollen, auf der Haut befestigt. Da die Interelektrodenabstände der Größe des zu untersuchenden Muskels angepaßt sein sollen, wollen wir hier nur die I_{e-e} -abweichungen betreffend des m. masseter darstellen:

- 1) I_{e-e} : 10 mm (Møller, E. (67))
- 2) I_{e-e} : 15 mm (Ludwig, F. (59))
- 3) I_{e-e} : 20 mm (Bücking, W. (15), Angelone, L. et al. (2), Manns, A. u. Spreng, M. (61))
- 4) I_{e-e} : 30 mm (Fuchs, P. (32))
- 5) I_{e-e} : 38 mm (Budzynski, Th. u. Stoyva, J. (14))
- 6) I_{e-e} : 51 mm (Davis, J. F. (17))
- 7) Ohne Angabe: (18/29/50/51/65/70/85/95)

Es steht außer Zweifel, daß der Abstand der differentiellen Elektroden sowohl nach anatomischen Gegebenheiten, nach unerwünschtem Übersprechen anderer Muskelgruppen (Hickey, J. C. et al. (43), Zuniga, E. N. et al. (97)) als auch nach der durch ihn bedingten Veränderung der Filtereigenschaften (Kadefors, R. (48)) ausge-

wählt werden muß, um optimale Meßergebnisse zu erzielen. Zusätzlich ist erwähnenswert, daß unterschiedliche Interelektrodenabstände bei der Untersuchung ein und desselben Muskels unterschiedliche Ausgangsspannungen bei gleicher Kraftentfaltung zur Folge haben, wie dies von Møller, E. (67), Laurig, W. (56) und Zuniga, E.N. et al. (97) nachgewiesen werden konnte. Um elektromyographisch quantitativ reproduzierbare Ergebnisse von einem Muskel zu gewinnen, muß demnach auch der Interelektrodenabstand konstant gehalten werden. Rau, G. (78) beschrieb neben anderen Autoren die Verwendung einer Abstandshalterung zwischen den Elektroden und kam in weiteren Arbeiten zu dem Ergebnis, daß reproduzierbare EMG-messungen unter bestimmten Voraussetzungen mit geringen Abweichungen möglich sind. Unter standardisierten Bedingungen untersuchten Frame, J.W. et al. (29) die mm. mass. von 5 Versuchspersonen mit Einzelelektroden und kamen zu dem Schluß, daß die gefundenen statistisch signifikanten Unterschiede der Varianzanalysen in der mangelhaften Reproduzierbarkeit der Einzelelektrodenlokalisation an verschiedenen Tagen zu sehen sind. Ähnliche Ergebnisse liegen von Angelone, L. et al. (2) vor. Die Verwendung von mehr als einer Masseelektrode, wie dies Hickey, J.C. et al. (43) fordern, konnte sich nicht durchsetzen. Hinsichtlich des Einflusses der Masse-elektrode und ihrer Lage zu den differenten Elektroden liegen uns genauere Untersuchungen nicht vor.

Bigland, B. und Lippold, O.C.J. (8), sowie andere (9/45/67), verglichen Nadel-EMG's mit OF-EMG's am gleichen Muskel und fanden einen linearen Zusammenhang

zwischen beiden Ableitungsarten der jeweils integrierten Elektromyogramme.

2.2.5. Hautwiderstände

Wohl die meisten Autoren versuchten durch Reinigen der Haut mit Alkohol, Aceton, Äther oder Benzin und durch mehr oder minder starke mechanische Ab-
rasion den Hautwiderstand zu senken (O'Connell, A.L. u. Gardner, E.B. (69)). Nach Befestigen der Elektroden auf die so präparierten Hautareale wurde der Interelektrodenhautwiderstand nach unterschiedlichen Methoden bestimmt:

- 1) Wechselstrommessung im Bereich 5 Hz-60Hz
Widerstände: $\leq 5 \text{ k}\Omega$ im Mittel $2 \text{ k}\Omega$
(Jones, J.G. u. Beck, C.H. (46))
- 2) Wechselstrommessung bei 1 kHz
Widerstände: $< 10 \text{ k}\Omega$ im Mittel $4 \text{ k}\Omega$
(Manns, A. u. Spreng, M. (61))
- 3) Wechselstrommessung bei 1.1 kHz, 3 V
Widerstände: $< 31 \text{ k}\Omega$ abhängig von der Ableitung (Kramer, H. et al. (52))
- 4) Gleichstrommessung mit Ohm-meter
Widerstände $\leq 30 \text{ k}\Omega$
(O'Connell, A.L. u. Gardner, E.B. (69))
- 5) Gleichstrommessung mit Standard-Ohm-meter
Widerstände $\leq 10 \text{ k}\Omega$
(Hickey, J.C. et al. (43))

6) Nicht näher bezeichnete Methode, jedoch aufgeführte Widerstandswerte finden sich bei:

$\leq 30 \text{ k}\Omega$ (Maton, B. (62))

$\leq 10 \text{ k}\Omega$ (Bouisset, S. et al. (11))

$\leq 6 \text{ k}\Omega$ (Viitasalo, J.H.T. u. Komi, P.V. (94)), sowie andere

Im Hinblick auf quantitative EMG untersuchten Rau, G. und Vredenburg, J. (76) Elektroden- und Hautübergangswiderstände im Frequenzbereich von 5 Hz bis 4 kHz und stellten beachtliche Widerstandswerte bei 5 Hz nahe $1 \text{ M}\Omega$ fest. Aus den Ortskurven in der selben Arbeit ist zu entnehmen, daß sich sowohl der Realteil wie auch der Imaginärteil des komplexen Widerstandes mit der Frequenz ändert. Dies entspricht im wesentlichen den Ergebnissen einer früheren Untersuchung von Schulz, P. (86), bzw. Pfister, R. und Schulz, P. (72). Eine weitere ausführliche Messung des komplexen Hautwiderstands findet sich bei Lykken, D. T. (60), der im Gegensatz zu den obengenannten mit einer Rechteckimpulsmethode versucht hat, das Ersatzschaltbild der Haut zu bestimmen.

2.2.6. Verstärkereingangsimpedanzen (Z_e)

Die Verstärkereingangsimpedanz belastet je nach ihrer Größe die vom Muskel produzierte Quellspannung. Registrierfehler entstehen nach Lemmerz, A.H. (57),

wenn die Verstärkereingangsimpedanzen zu niedrig ausgelegt sind. McLeod, W.D. (64) vertritt die Meinung, daß die Verstärkereingangsimpedanz mindestens 10 mal höher liegen muß als die Impedanz, die zwischen den Elektroden gemessen wird. Soweit Angaben von Z_e überhaupt, bzw. Hinweise via Herstellerangaben veröffentlicht wurden, konnten wir folgende Differenzen feststellen:

- 1) Z_e : 1 k Ω - 3 M Ω (38)
- 2) Z_e : 1 M Ω (15/28/41/47/59)
- 3) Z_e : 2 M Ω (50)
- 4) Z_e : 4 M Ω (58)
- 5) Z_e : 5 M Ω (29)
- 6) Z_e : 10 M Ω (16/49)
- 7) Z_e : 220 M Ω (78/80)

Daß bei dem heutigen Stand der Elektronik hohe Eingangsimpedanzen erzielt werden können, beweisen Girton, D.G. und Kamiya, J. (37) mit einem, allerdings für die EMG wohl weniger relevanten, Elektrodenverstärkersystem mit 100 G Ω Eingangsimpedanz. Spannungsverluste müssen nach Rau, G. (79/80) schon ab 10 M Ω im unteren Frequenzbereich (≤ 20 Hz) hingenommen werden. Das Problem der Signalquell- und der sie belastenden Verstärkereingangsimpedanz wird grundsätzlich beschrieben von Vahldiek, H. (93) und Bergtold, F. (6/7); technische Lösungen finden sich bei Rau, G. (78/79), Stott, F.D. u. Weller, C. (90) und Corinth, G. (16).

2.2.7. Verstärkungsfaktoren

Da die bisher genannten und andere Autoren funktionell verschiedene Muskeln mit divergierender Anzahl von motorischen Untereinheiten untersuchten, sowie voneinander abweichende Interelektrodenabstände, Eingangs-impedanzen und Bandpassfilterungen verwendeten, ist ein Vergleich der jeweiligen Verstärkungsfaktoren nicht sinnvoll. Anders zu beurteilen ist jedoch der Einfluß unterschiedlicher Verstärkung der jeweiligen Frequenzanteile eines gewonnenen EMG-signals. Hier können bei Bandpaßfilterung nieder- oder höherfrequente Anteile eliminiert werden, was zu variierenden Ergebnissen in qualitativer und quantitativer Hinsicht führen muß.

2.2.8. Bandpaßfilterung

Durch eine Bandpaßfilterung soll das Verhältnis von Nutzsignal zu Störsignal vergrößert werden (Göpfert, H. (38)). Als Störsignale kommen nieder- oder höherfrequente Fremdfelder, die kapazitiv oder induktiv in die Meßanordnung einstrahlen, in Frage, Störungen aus dem Netzteil, sowie das Thermische Rauschen von Widerständen und Rosa Rauschen von Halbleiterbauelementen (Vahldiek, H. (93)). Ein Bandpaß wird im allgemeinen beschrieben durch seine untere (f_u) und obere (f_o) Grenzfrequenz, durch die Dämpfung unterhalb der unteren und oberhalb der oberen Grenzfrequenz und durch die Dämpfung bei der Grenzfrequenz (Bergtold, F. (7)). Folgende Bandpaßfilterungen sind bei der DF-EMG gebräuchlich: (Angaben über das Dämpfungsmaß

hinsichtlich der Grenzfrequenzen, der darüber oder darunter liegenden Frequenzen sind, soweit auffindbar gewesen, wiedergegeben.)

- 1) $f_U = 20 \text{ Hz} - 3 \text{ dB} / f_O = 10 \text{ kHz} - 3 \text{ dB}$ (9/11/62)
- 2) $f_U = 60 \text{ Hz}$ $f_O = 600 \text{ Hz}$ (41)
- 3) $f_U = 1 \text{ Hz}$ $f_O = 1 \text{ kHz}$ (47)
- 4) $f_U = 0.8 \text{ Hz}$ $f_O = 10 \text{ kHz}$ (94)
- 5) $f_U = 80 \text{ Hz}$ $f_O = 10 \text{ kHz}$ (61)
- 6) $f_U = 10 \text{ Hz}$ $f_O = 10 \text{ kHz}$ (59)
- 7) f_U : einige Hertz $f_O = 400 \text{ Hz}$ (50)
- 8) und andere

Eine gute Beschreibung eines Verstärkers mit Bandpassfilterung für bio-elektrische Signale findet sich bei Corinth, G. (16).

In den folgenden Abschnitten soll von der Weiterverarbeitung der verstärkten und gefilterten Muskelaktionspotentiale und den Techniken der Auswerteverfahren die Rede sein. Je nach dem Ableitungsort, intra- oder extramuskulär, sowie der Fragestellung nach quantitativer Veränderung des EMG's eines Muskels während Ruhe und Arbeit oder nach klinischer Aussagefähigkeit des EMG's bei Neuro- und Myopathien, sind unterschiedliche Auswertemethoden gebräuchlich.

2.2.9. Direkte Auswerteverfahren

Als direktes Auswerteverfahren wird das Beurteilen

des in gewissen Frequenzgrenzen verstärkten (f_u/f_o) und nicht weiterverarbeiteten Elektromyogramms bezeichnet, wobei das Signal entweder zeitgleich (über Lautsprecher/ Oszilloskop) mit dem Kontraktionsereignis oder später auf einem Speichermedium ausgewertet wird. Kriterien der Beurteilung sind:

- 1) der Aktivitätsgrad
Innervationsstile, Teilinnervation = Einzelaktionspotentiale, Übergangsmuster, Interferenzmuster (Buchthal, F. (12))
- 2) die Amplitude der Einzelaktionspotentiale
"normale" Amplituden; pathologische Riesen-einheiten bei maligner frühinfantiler spinaler Muskelatrophie (Puff, K.H. (73))
- 3) Amplitudenänderungen im Interferenzmuster
- 4) die Aktionspotentialform
"Normalform" und Abweichungen wie: Fasciculations- Fibrillationspotentiale (Buchthal, F. (12))
- 5) die Aktionspotentialdauer
- 6) die Zeit zwischen zwei Aktionspotentialen
(Petajan, J.H. (71))
- 7) die "Frequenz", d.h. die Anzahl der Null-durchgänge pro Zeiteinheit (Spreng, M. et. al. (87))
- 8) die Lage der Aktionspotentiale zur Nulllinie, positiv oder negativ verschoben, bzw. positiv und negativ symmetrisch.
- 9) Vergleiche des EMG's mit synergistisch oder antagonistisch arbeitenden Muskeln; z.B. reziproke Innervation der mm.rect.med. und rect. lat. des normalen Auges im Gegensatz zur paradoxen Innervation derselben Muskeln

bei angeborener zentraler Innervationsstörung
der nn. abducens und oculomotorius

Das direkte Auswerten wird heute vorwiegend dann eingesetzt, wenn Einzelaktionspotentiale hinsichtlich ihrer Dauer, Amplitude und Form näher untersucht werden sollen und solchermaßen gewonnene Ergebnisse für sich schon aussagekräftig genug sind. (Drechsler, F. et al. (18), Hoffmann, P. und Tönnies, J.F. (44)). In der Reflexforschung gewinnen derartige Vorgehen zunehmend an Bedeutung, da seit einigen Jahren hierfür geeignete Geräte wie Speicheroszilloscope und kleinere Digitalspeicher zur Verfügung stehen. Gemessen werden können durch Auslösung eines Reizes:

- 1) die Latenz-zeit bis zum Auftreten einer Reflexantwort (18/44/55/82)
- 2) die Reflexantwortdauer (18/63)
- 3) die Reflexantwortamplitude (18/85)

Um die Ergebnisse solcher Messungen vergleichbar werden zu lassen, empfiehlt Struppler, A. (91) den Reiz nur auf bestimmte Art und Weise zu applizieren, sowie der Reizintensität und -dauer besondere Beachtung zu schenken und erinnert daran, daß die im m. masseter bei willkürlicher Kontraktion hervorgerufene silent period nicht nur ein Reflexergebnis nach elektrischer, sondern auch nach mechanischer Reizung ist. Das mechanische Korrelat bei Entstehen einer ausge-

lösten silent period versuchten Widmalm, S.E. und Hedegard, B. (95) zu finden. Das Ausbleiben eines abfallenden Kraftwertes kann jedoch durch die dort verwendete Versuchsanordnung und Dimensionierung bedingt sein (siehe Grenzfrequenz der Kaukraftaufnehmerverstärker).

Da Interferenzsummenaktionspotentiale vom Bildschirm eines Kathodenstrahloszillographen wegen der Geschwindigkeit der ablaufenden Veränderungen und der Trägheit des Auges kaum beurteilbar sind, versuchten viele Autoren die eine Kontraktion einleitenden und sie begleitenden elektrischen Erscheinungen zu speichern. Eschler, J. (21-25), Göpfert, H. und Göpfert, C. (39/40) und etliche andere benutzten den bei abgeschalteter Horizontalablenkung in X-richtung stationär fluoreszierenden Punkt eines Oszillographen als Lichtquelle für filmische Aufzeichnungen und bewerteten nach Entwicklung des Films die so gespeicherten Elektromyogramme. Andere verwendete Speichermedien, wie Tintenschreiberoszillographen (Overstake, Ch.P. (70)), mechanische Schreibwerke mit thermosensitivem Papier, UV-lichtschreiber und andere konnten zwar, je nach der oberen Grenzfrequenz des verwendeten Geräts, EMG's mehr oder weniger exakt wiedergeben, hatten jedoch bei längerer Untersuchungsdauer den gleichen Nachteil der Filmaufzeichnungen, nämlich oft kilometerlang anfallende Registrare. Da das direkte Auswerten großer Registrarmengen außerordentlich zeitintensiv und mit immensen Schwierigkeiten ver-

bunden war, bemühte man sich schon sehr früh, (Freeman, G.L. und Hoffmann, E.L. 1940 (30)), Verfahren zu entwickeln, die den Informationsgehalt des EMG's besser darstellen konnten.

2.2.10. Indirekte Auswerteverfahren

Die Methodik indirekter Auswerteverfahren basiert auf einer Weiterverarbeitung der verstärkten Muskelaktionspotentiale mit dem Ziel, die eingangsseitig vielzählig anfallenden Parameter ausgangsseitig auf ein oder zwei Parameter so zu reduzieren, daß Beziehungen zwischen der ausgeübten Kraft des Muskels und den diese Kraft begleitenden elektrischen Spannungen leicht gefunden werden können. Zwei wesentliche elektronische Techniken werden bis heute in der Elektromyographie mit Erfolg angewendet. Das eine Verfahren beruht auf der Mittelwertbildung, das andere auf der Bildung des Integrals über die Zeit eines gleichgerichteten EMG's. Im Folgenden sollen sie beschrieben werden, wobei ein Hauptaugenmerk auf den scheinbar unwesentlichen technischen Details liegt.

2.2.10.1 analoge Mittelwertbildner

Als analoge Mittelwertbildner werden elektronische Schaltungen bezeichnet, die aktive oder passive RC oder RLC -netzwerke darstellen. Kennzeichnend für sie

sind die Zeitkonstanten. Dem Charakter nach sind Mittelwertbildner Tiefpaßfilter (Vahldiek, H. (93)), die auch mit ihrer oberen Grenzfrequenz und Ordnungszahl (Bergtold, F. (7)) beschrieben werden können. In der Literatur finden sich noch weitere Synonyma, wie envelope detector (1), Hüllkurvenintegrator (89) und leaky integrator (83).

Die technischen Konzepte zur Mittelwertbildung unterscheiden sich recht beträchtlich. Ein typischer RC-mittelwertbildner wird von Inman, V.T. et al. (45) beschrieben. A. Rosenfalck (81) vergleicht RC- mit RLC-filtern bei gleichen Zeitkonstanten und kommt zu dem Ergebnis, daß RC-konfigurationen größere Abweichungen als RLC-mittelwertbildner aufweisen. Gottlieb, G.L. und Agarwal, G.C. (41) sehen in Mittelwertbildnern erster Ordnung schwerwiegende Nachteile in Bezug auf die Signal-/Filterdynamik und zeigen die Vorteile von einem Paynter-filter 3. Ordnung für die Messung variabler Zeitmittelwerte der EMG-signale auf. Einen wesentlichen höheren technischen Aufwand betreibt Rau, G. (78) mit einem averaging filter 3. Ordnung mit umschaltbarer Mittelungszeit und stellt in Meßprotokollen das Sprungantwortverhalten des Filters für verschiedene Werte des Mittelungsintervalls dar.

Einige verwendete Zeitkonstanten:

- 1) 10 ms (41)
- 2) 10/45 ms (45)
- 3) 20 ms (78)
- 4) 50 ms (1/78)
- 5) 72 ms (61)
- 6) 130 ms (78)
- 7) 200 ms (96)

- 8) 350 ms (78)
- 9) 500 ms (15/28/59)
- 10) 1800 ms (61)

Wie oben erwähnt, wurden Mittelwertbildner, wenn auch mit einem Zusatz versehen, der die besondere Arbeitsweise jener Geräte hervorheben sollte, als "Integratoren" bezeichnet. Integratoren sind vom Prinzip her jedoch anders geartete Netzwerke, die die Aufgabe haben, das Integral des EMG's über die Zeit zu bilden.

2.2.10.2. Integratoren

Vom Grundsätzlichen lassen sich Integratoren unterteilen in mechanische, analog- und digital-elektronische Geräte. Während mit mechanischen Integralbildnern Papier- und Filmregistrare planimetrisch ausgewertet werden (Lippold, O.C.J. (58)), was naturgemäß sehr zeitaufwendig ist, kann man bei analog-elektronischen Integratoren das Integral über die Zeit bereits am Ende des Eingangssignals auf Sichtschirm, Papierschreiber o.dgl. erhalten. Digital arbeitende Integratoren zeigen das Ergebnis mit einer hardware und software abhängigen Verzögerung an. Auf sie sei in dieser Arbeit nur der Vollständigkeit halber hingewiesen. In der EMG fanden fast ausschließlich analog-elektronische Integratoren in drei Versionen eine ver-

breitete Anwendung:

- 1) Integratoren mit manuellem Zurücksetzen
- 2) Integratoren mit zeitkonstantem Rücksetzen
- 3) Integratoren mit spannungskonstantem Rücksetzen

Auch reine Integratoren werden durch ihre Zeitkonstante charakterisiert. Über die Wirkungsweise der verschiedenen Integratortypen mit Hinweisen zur Dimensionierung und Fehlerreduzierung findet sich eine umfangreiche Arbeit bei Shaw, J.C. (83).

Es würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen, die unterschiedlichen Ergebnisse elektromyographisch gewonnener Daten darzulegen; es sei deshalb auf die Literaturzusammenstellung am Ende hingewiesen.

3. Eigene Untersuchungen

Vorbemerkungen

Um Muskelaktionspotentiale quantitativ auswerten zu können, müssen die Parameter bekannt sein, die in die Messung mit eingehen. Es ist dabei zu unterscheiden zwischen den Parametern, die unbeeinflussbar sind, wie z.B. gewebliche Eigenschaften, und solchen, die beeinflussbar sind, wie z.B. das Anbringen der Elektroden, die Wahl der Verstärkereingangsimpedanz, die Festlegung von Bandpassgrenzen und letztlich die Art des Auswerteverfahrens. Es erschien uns notwendig, bereits bekannte Einflußgrößen zu überprüfen, da in unseren Untersuchungen anwendungsbedingt Parameteränderungen zur Geltung kommen.

Gleichzeitig sollte untersucht werden, ob die Aussagefähigkeit von Mittelwertbildnern und Integratoren bei vergleichenden Untersuchungen der elektrischen Aktivität durch eine bestimmte Dimensionierung (der Bauteile, Zeitkonstanten usw.) verbessert und objektiviert werden kann.

Zunächst befaßten wir uns mit der Frage, welche Verstärkereingangsimpedanz notwendig ist, um EMG-amplituden- und signalverfälschungen möglichst klein zu halten. Wichtigstes Kriterium dafür ist der frequenzabhängige Haut- und Elektrodenwiderstand.

3.1. Elektroden- und Hautimpedanzmeßmethode

Zur Messung des Real- und Imaginärteils des Elektroden- und Hautwiderstands verwendeten wir die bei Rau, G. und Vredenburg, J. (76) angegebene Brückenschaltung, die eine geringfügige Abänderung der von Schulz,

P.(86) bzw. Pfister, R. und Schulz, P. (72) beschriebenen Anordnung darstellt.

Die Überprüfung der Widerstände war notwendig, da andere Elektrodengrößen vorlagen, der Interelektrodenabstand bei den von uns zu untersuchenden Muskeln (mm. masset./temporal. etc.) erheblich kleiner wie in jener Arbeit gewählt werden mußte und eine damit einhergehende Änderung der Hautimpedanz erwartet wurde.

Da gepaarte bipolare OF-elektroden nicht lieferbar waren, verbanden wir die bei uns schon früher eingesetzten Silber/Silberchloridsäuglingsklebeelektroden (Fa. Hellige, Nr. 217 178 o2) mit kaltpolymerisierendem Kunststoff (Paladur klar, Fa. Kulzer) zu einem Elektrodenblock. Der Interelektrodenabstand wurde auf 15mm festgelegt, wobei eine Toleranz von ± 0.2 mm eingehalten werden konnte. (siehe Abb. 1) Der Elektrodentyp entsprach unseren Wünschen hinsichtlich der leichten Applizierbarkeit, des geringen Gewichts, sowie der Verwendungsmöglichkeit bei langer Liegedauer und der Möglichkeit, Elektrodencreme nachfüllen zu können.



Abbildung 1: Elektrodenblock mit 15 mm Interelektroden-
abstand (Abb. stark vergrößert)

3.1.1. Durchführung der Elektrodenimpedanzmessung

Versuchsaufbau:

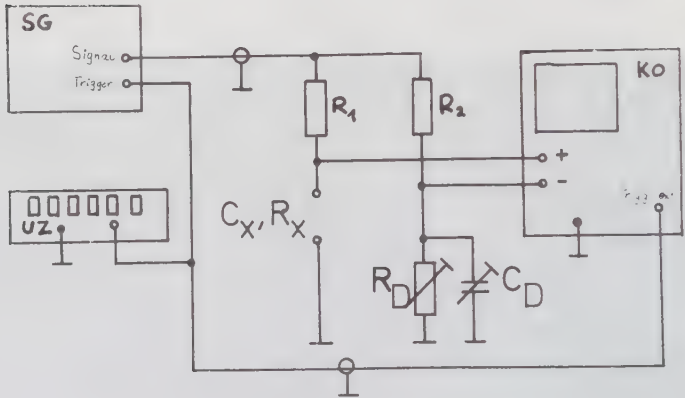


Abb. 2

Schaltbild des Versuchsaufbaus

SG: Sinusgenerator, FG 502

UZ: Universalzähler, 400 B

KO: Kathodenstrahloszillograph, 564 B

R_1/R_2 : Brückenwiderstände

R_D : Widerstandsdekade

C_D : Kapazitätsdekade

C_X/R_X : zu untersuchender komplexer Widerstand

Ein Funktionsgenerator FG 502 (Fa. Tektronix) lieferte eine konstante Sinusspannung von $1 V_{ss}$ für die Brückenspeisung. Der Frequenzwert wurde in Stufen verändert

und über den Triggerausgang des Generators von einem Universalzähler (Typ: 400 B, Fa. Kontron) kontrolliert. Nach Anschluß der Elektroden (C_x/R_x in Abb. 2) wurden die Widerstands- und Kapazitätsdekade bei den eingestellten Frequenzen so abgeglichen, dass das von dem Differenzverstärker des Oszillographen (Anschluß + und -) hochverstärkte Brückenspannungssignal auf dem Bildschirm keine Abweichung von der Nulllinie mehr ergab. Zur Triggerung des Oszillographen benützten wir das Signal, das auch am Frequenzzähler anlag. Die Widerstandsdekade ließ sich in einem Bereich von $1\Omega - 1.11111\text{ M}\Omega \pm 1\%$, die Kapazitätsdekade in einem Bereich von 100 pF bis $5.1111\text{ }\mu\text{F} \pm 1\%$ abgleichen. Die Brückenwiderstände R_1 u. R_2 betrugen $47\text{ k}\Omega \pm 1\%$, $1/3\text{ W}$. Zeitliche Impedanzänderungen konnten innerhalb von 30 Minuten nicht beobachtet werden.

3.1.2. Durchführung der Hautimpedanzmessung

Der bereits beschriebene Elektrodenblock wurde bei 4 Versuchspersonen nach Reinigung der Haut mit 70%-igem Alkohol, in der Verlaufsrichtung der Muskelfasern des m. masseter mit Einmalkleberingen fixiert. Vor dem Anbringen wurden die Elektroden mit Beckman Elektrodenpaste so gefüllt, daß sich bei kräftigem Andrücken des Elektrodenblocks an die Haut - die Versuchspersonen wurden aufgefordert, kräftig zusammenzubeißen - etwas Elektrodencreme durch die Füllöffnungen pressen konnte. Nach einer 15-minütigen Liegezeit der Elektroden, in der sich nach Rau, G. und

Vredenburg, J. (76) starke Impedanzänderungen zeigten, was bei unseren Messungen ebenfalls beobachtet werden konnte (siehe Abb. 3), wurde der komplexe Widerstand mit Hilfe der oben beschriebenen Meßbrücken-anordnung im Frequenzbereich von 5 Hz–5 kHz durch Ablesen von R_D und C_D nach dem oszillographisch kontrollierten Abgleich bestimmt. Es genügte uns nicht, den Frequenzbereich der Hautimpedanzmessung nur bis zu den bisher gefundenen Werten der Frequenzverteilung von 600 Hz (Mitani, H. et al. (65)) oder niedriger (Bücking, W. (15)) für die DF-EMG zu untersuchen, da erstens durchaus höhere Frequenzkomponenten in den Flankensteilheiten stochastischer EMG-signale verborgen sein können und zweitens Ortskurvendarstellungen höherfrequente Messungen notwendig machten.

3.1.3. Berechnungen

Den Berechnungen des komplexen Widerstandes zugrunde gelegt wurde der Scheinwiderstand eines nicht idealen Kondensators, d.h. einer Anordnung einer Kapazität, zu der ein Widerstand parallel geschaltet ist. Der Gesamtwiderstand R_g ergibt sich somit zu:

$$R_g = \frac{R \parallel Z}{R + Z} = \frac{-j \frac{R}{2\pi f C}}{R - j \frac{1}{2\pi f C}} \quad (\text{Küpfmüller, K. (54)})$$

aufgeteilt in Real- und Imaginärteil:

$$R_g \parallel \left. \begin{array}{l} 1) \\ \end{array} \right| - j \frac{1}{2\pi f C} = \frac{R}{1 + (2\pi f R C)^2} - j \frac{2\pi f R C^2}{1 + (2\pi f R C)^2} \quad (\text{Frisch, H. (31)})$$

(Realteil) (Imaginärteil)

Die Resultante des Real- und Imaginäranteils (keine vektorielle Addition!) berechneten wir nach der Gleichung 2 zu:

$$\text{Gl.2) } |Z| = \sqrt{\frac{R^2}{1 + (2\pi fCR)^2}} \quad \text{Umformung aus Gl.1}$$

Die Trennung der Einzelkomponenten des Gesamtwiderstandes nahmen wir vor, um das angenommene Ersatzschaltbild (Rau, G. u. Vredenburg, J. (76)) der Elektroden und der Haut auf seine Richtigkeit hin zu überprüfen. Alle Rechenvorgänge unternahmen wir auf einem Tischrechner HP 9825 A (Fa. Hewlett & Packard). Wir entwickelten dazu Programme, die es uns ermöglichen, die Ergebnisse auch zeichnerisch von einem Plotter HP 9872 A (Fa. Hewlett & Packard) darzustellen. Rechner und Plotter waren mit dem HP - IB - Interface 98034 A verbunden.

3.1.4. Ergebnisse

Bei niedrigen Frequenzen ≥ 5 Hz überschritt weder der reelle noch der imaginäre Anteil des komplexen Elektroden-Elektrolyt-widerstandes Werte oberhalb 500Ω ; zu höheren Frequenzen sanken beide Anteile bis auf $< 40\Omega$. Abbildung 4 zeigt einen Ausschnitt aus der Gesamtmeßkurve im Bereich 40 Hz-10 kHz, wobei der unterste Pfeil auf die 40 Hz-Marke, die fünf nebeneinanderstehenden Pfeile auf die 200 Hz-

Marke - das entspricht der Maximalverteilung der EMG-Frequenzen des m.masseter (Mitani, H. et al. (65)) - zeigen. Die Kurve wurde nur bis 40 Hz dargestellt, da bei Frequenzen unterhalb 40 Hz die verwendete Kapazitätsdekade keinen weiteren Abgleich mehr zuließ und wir gezwungen waren, durch Parallelschaltung handelsüblicher Kondensatoren den Abgleich von C_D näherungsweise zu vollziehen (geringe Abweichungen von der Null-Linie am Oszillographenschirm: $< 1 \text{ mV}_{ss}$). Gegenüber den Elektroden-Hautimpedanzen (Abb. 5-8) zeigte die Elektrodenimpedanz weitaus niedrigere Werte mit einer für sie spezifischen Ortskurve an. Eine Verifizierung des angenommenen Ersatzschaltbildes (RC-Glied in Parallelschaltung) kann auf Grund dieser Kurven weder für die Elektroden- noch für die Elektroden-Hautimpedanz durchgeführt werden. In Abbildung 5 ist eine Hautwiderstandskurve und eine errechnete Kurve für $R_x = 25 \text{ k}\Omega$ und einen beliebigen Wert von C_x dargestellt. Wird C_x verändert, so wird für einen bestimmten Frequenzwert lediglich der Ort der Abbildung auf derselben Kurve verändert. In Abbildung 6 ist neben der Hautwiderstandskurve auch der Ort der Abbildung eines RC-Gliedes ($48 \text{ k}\Omega$, 2 nF) für definierte Frequenzen durch Sternchen markiert. Die Ortskurven der Elektroden-Hautimpedanzen in den Abbildungen 5-8 zeigen demgegenüber eine starke Abflachung, die mit keinem auch noch so kleinen oder großen Wert von C_x mit einer RC-Kombination realisiert werden kann. Die Messungen von Lykken, D.T. (60) bestätigen dies.

Dies ändert jedoch nichts an der Tatsache, daß der reelle und der imaginäre Widerstand mit der beschriebenen Versuchsanordnung erfaßt werden kann, auch wenn keine Aussage darüber möglich ist, wie das Ersatzschaltbild der Haut aussieht. Vergleicht man die Kurven in den Abbildungen 6-8 miteinander (man beachte jedoch die unterschiedlichen Maßstäbe) so fällt die Ähnlichkeit der Plots und die Variation der vorkommenden Impedanzen auf. Die maximal gemessenen komplexen Widerstände überschritten $50 \text{ k}\Omega$ nicht. In einem Fall beobachteten wir direkt nach dem Ankleben der Elektroden die Änderung der Haut-elektrodenimpedanz in Abhängigkeit der Zeit (Abb. 3). Nach diesem Versuch wurde auch noch die Ortskurve der Impedanz in Abhängigkeit der Frequenz bei derselben Versuchsperson ermittelt (Abb. 7). Zwischen beiden Meßreihen lag eine Pause von knapp 15 Minuten. Die Impedanz sank von Beginn der ersten Messung zu Beginn der zweiten Messung von ca. $12 \text{ k}\Omega$ auf ca. $6 \text{ k}\Omega$ ab, das entspricht einer Impedanzänderung von ca. 50% innerhalb von 40 Minuten. Es soll jedoch nicht verschwiegen werden, daß in einer früher einmal durchgeführten Hautimpedanzmessung bei einem Probanden, der Wert von ca. $200 \text{ k}\Omega$ bei 10 Hz auch durch kräftiges Abreiben der Haut mit einem alkoholgetränkten Leinenlappchen und mehrmaligem Anbringen der Elektroden nicht wesentlich zu reduzieren war. Diese Messung zwang uns, trotz der relativ niedrigen Hautimpedanzen der anderen Versuchspersonen, die Verstärkereingangsimpedanz von $1 \text{ M}\Omega$ durch Vorschalten eines Impedanzwandlers um den Faktor 20 zu erhöhen.

Das damit gewonnene Verhältnis von $Z_e : Z_{\text{Haut}} \geq 100$ schien uns für die bisher gemessenen Hautimpedanzen groß genug gewählt zu sein.

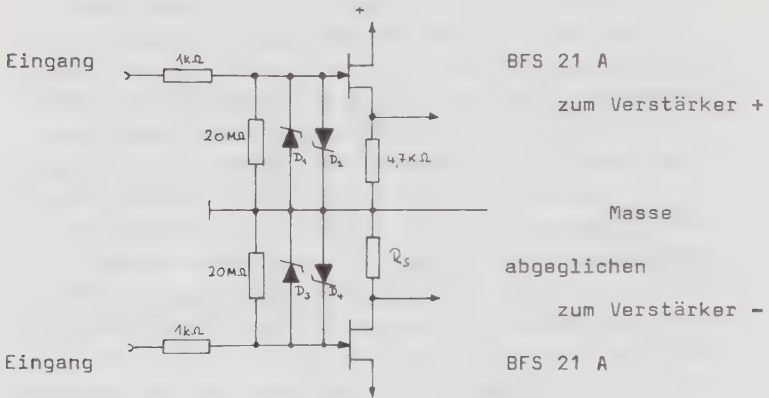


Abbildung 9: Prinzipschaltbild des Impedanzwandlers

3.1.5. Änderung der Verstärkereingangsimpedanz

Zwei Sperrschichtfeldeffekttransistoren (FET) gepaart vom Typ BFS 21 A (Valvo) wurden als Source-folger betrieben. Da wir sehr häufig durch die Klinikkleidung

bedingt unter elektrostatischen Aufladungen zu leiden haben, wurde versucht, einer versehentlichen Zerstörung der ladungsempfindlichen FET's durch anti-parallel geschaltete Schutzdioden (Zenerdioden D1-D4 in Abb. 9) zuvor zukommen. Bei der Messung des Frequenzgangs stellte sich jedoch eine unerwünschte Abhängigkeit der Ausgangsspannung von der Frequenz heraus, wahrscheinlich bedingt durch die Sperrschichtkapazitäten jener Dioden, da nach ihrer Entfernung und dem Anbringen von Eingangsschutzschaltern der Impedanzwandler zufriedenstellend arbeitete. Eine weitere Verbesserung ist in Vorbereitung.

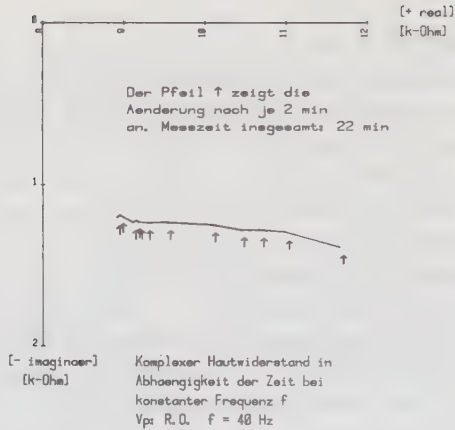


Abbildung 3

Legende: Messkurve des komplexen Hautwiderstandes bei konstanter Frequenz (40 Hz) über 22 min. Beobachtungsdauer. Der Realanteil sinkt stärker wie der Imaginäranteil ab.

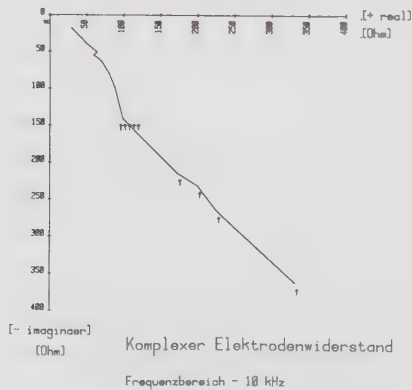


Abbildung 4

Legende: Messkurve der Impedanz zweier aneinander gelegter Elektroden. (Man vergleiche die Einheiten mit den Abb. 3/5 - 8)

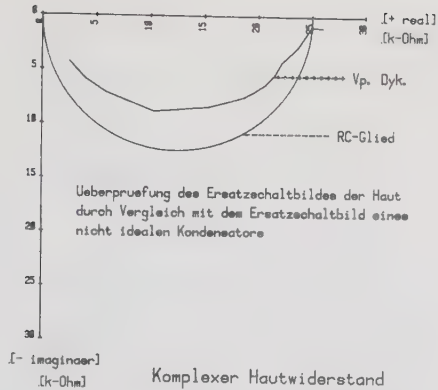


Abbildung 5

Legende: Überprüfung des angenommenen Ersatzschaltbildes der Haut mit dem Ersatzschaltbild eines RC - Gliedes durch Ortskurvenvergleich.

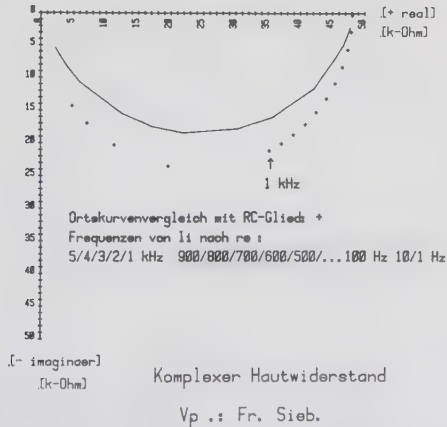


Abbildung 6

Legende: Überprüfung des angenommenen Ersatzschaltbildes der Haut mit dem Ersatzschaltbild eines RC - Gliedes durch Ortskurvenvergleich.

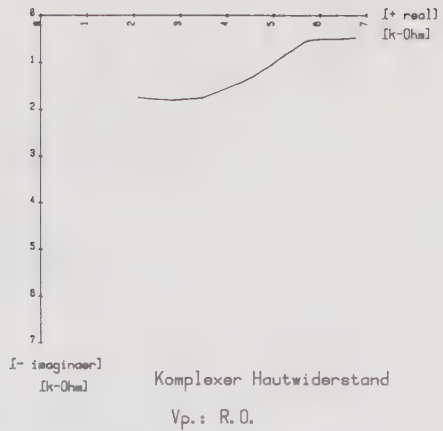


Abbildung 7

Legende: Hautwiderstandsmesskurve bei einem "Naß-rasierer". Durch die mechanische Abrasion der Haut bedingt, liegt der komplexe Hautwiderstand sehr niedrig im Vergleich zu anderen Versuchspersonen.

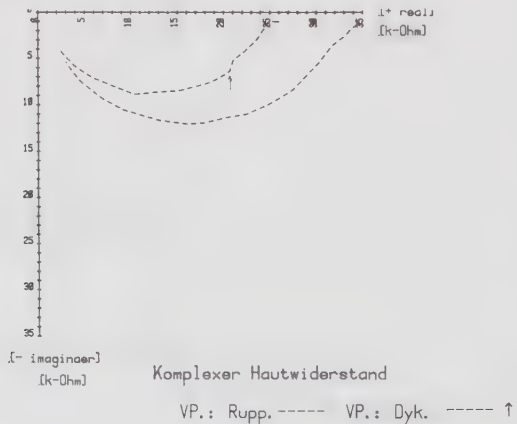


Abbildung 8

Legende: Komplexer Hautwiderstand der Versuchspersonen Rupp. (weiblich) und Dyk. ("Trockenrasierer").

3.2. Untersuchungen zu Mittelwertbildnern und Integratoren

3.2.1. Allgemeine Vorbemerkungen

Die mathematische Beschreibung des Verhaltens von Mittelwertbildnern und Integratoren gestattet zeitliche Voraussagen über den Verlauf der Ausgangsspannungen für definierte Eingangssignale. Verstärkte, gefilterte und gleichgerichtete Muskelaktionspotentiale lassen sich jedoch nicht definiert mathematisch beschreiben, da sie rein stochastischer Natur sind. Es muß deshalb nach rechnerisch reproduzierbaren Ersatzsignalen gesucht werden, die die wesentlichen Kenngrößen von Elektromyogrammen enthalten. Sind solche Ersatzsignale auch praktisch darstellbar, so kann im Experiment das Verhalten von Mittelwertbildnern und Integratoren hinsichtlich der rechnerischen Vorüberlegung überprüft werden. Schlußfolgerungen für eine sinnvolle Konzeption und Dimensionierung lassen sich so ziehen.

Kenngrößen und Einflußfaktoren physiologischer EMG-signale nach Verstärkung und Bandpassfilterung sind:

1) die Amplitude

Sie ist abhängig von der Zahl und Entladefrequenz der arbeitenden motorischen Einheiten (58), der aufgewendeten Kraft (8), der

Kontraktionsart (11), dem Synchronisationsgrad (58), vom Abstand der Elektroden zum Muskel, also den dazwischen liegenden Gewebsschichten (48), der Elektrodengröße (56), dem Interelektrodenabstand (67), dem komplexen Hautelektrodenwiderstand (78), der Eingangsimpedanz des Verstärkers (57), dem Dämpfungsmaß des frequenzabhängigen Bandpasses und schließlich auch von dem verwendeten Verstärkungsfaktor.

- 2) die "Frequenz", d.h. die Anzahl der Nulldurchgänge pro Zeiteinheit
 Sie ist abhängig von der Zahl und Entladefrequenz der arbeitenden motorischen Einheiten, der stochastischen Summation und Subtraktion (56), dem Synchronisationsgrad, dem Abstand der Elektroden zum Muskel (48) und dem Dämpfungsmaß des verwendeten Bandpasses und seiner Grenzfrequenzen.
- 3) die Kontraktionsdauer
 Sie ist abhängig von der Leistung und Ermüdung des zu untersuchenden Muskels, sowie den versuchsmethodischen Aufgabenstellungen (56).

Ein EMG-ersatzsignal, das unseres Erachtens alle Kenngrößen enthält, ist ein Burst mit variabler Amplitude, variabler Frequenz und einstellbarer Burstdauer. Für die Ermittlung des Verhaltens

von Mittelwertbildnern und Integratoren in Abhängigkeit der Burstdauer genügen nach Gottlieb, G.L. und Agarwal, G.C. (41), sowie Rau, G. (78) sogar Rechteckimpulse, um die wichtigsten Parameter darstellen zu können.

3.2.2. Rechnerische Beschreibung von Mittelwertbildnern

Passive RC - Mittelwertbildner bestehen im wesentlichen aus einem Widerstand R und einem Kondensator C (Abb. 10).

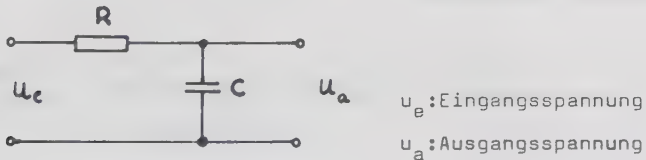


Abbildung 10: Prinzipschaltbild eines passiven Mittelwertbildners (=passiver Tiefpass)

Die Schaltung in Abbildung 10 läßt Gleichspannungen passieren. Wechselspannungen werden mit steigender Frequenz durch den dann sinkenden kapazitativen Widerstand $X_C = \frac{1}{2\pi f C}$ eliminiert.

Deswegen werden solche RC-Glieder Tiefpassfilter genannt, die auch durch ihre Grenzfrequenz

$$\text{Gl. 3} \quad f_g = \frac{1}{2\pi RC}$$

gekennzeichnet sind. Die Grenzfrequenz ist dabei der Punkt, bei der die Ausgangsspannung u_a gegenüber der Eingangsspannung u_e um 3 dB abgesenkt ist. Der Abfall der Ausgangsspannung ab der Grenzfrequenz ist gekennzeichnet durch die Frequenzgang-flankensteilheit, in diesem Fall eines Tiefpasses 1. Ordnung ($n = 1$) : 1 x 20 dB pro Frequenzdekade oder 6 dB pro Oktave (Bergtold, F. (7)).

Der Amplitudengang A läßt sich allgemein beschreiben mit Gleichung 4:

$$\text{Gl. 4} \quad |A(\omega)| = \frac{|u_a|}{|u_e|} = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{f}{f_g}\right)^2}} \quad (\text{Vahldiek, H. (93)})$$

f entspricht dabei der Frequenz, zu der die Amplitude berechnet werden soll.

Ein Beispiel dazu:

Ein Tiefpass habe eine Grenzfrequenz $f_g = 100 \text{ Hz}$ und an seinem Eingang liege eine Wechselspannung von 1 V der Frequenz f an. Die Ausgangsamplituden seien für folgende Frequenzen f nach Gleichung 4 berechnet:
10 Hz/100 Hz/1000 Hz

$$\text{für } 10 \text{ Hz: } u_a = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{10}{100}\right)^2}} \approx 1 \text{ [V]}$$

das bedeutet: bei Frequenzen unterhalb der Grenzfrequenz des Tiefpasses ist die Ausgangsspannung ungefähr gleich der Eingangsspannung.

$$\text{für } 100 \text{ Hz: } u_a = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{100}{100}\right)^2}} = \frac{1}{\sqrt{2}} \approx 0.7 \text{ [V]}$$

Ist die Eingangsfrequenz gleich der Grenzfrequenz, so sinkt die Ausgangsspannung um 3 dB ab.

$$\text{für } 1000 \text{ Hz: } u_a = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{1000}{100}\right)^2}} \approx 0.1 \text{ [V]}$$

Ist die Eingangsfrequenz um eine Frequenzdekade höher gewählt wie die Grenzfrequenz des Tiefpasses, dann wird die Ausgangsspannung um 20 dB ($u_a:u_e=1:10$) gedämpft.

An diesem Beispiel wird die Siebwirkung des Tiefpasses deutlich sichtbar. Soll die Siebwirkung bei einer Frequenz f noch vergrößert werden, dann muß entweder auf Filter höherer Ordnung zurückgegriffen oder die Grenzfrequenz f_g mit höheren Werten von R und/oder C erniedrigt werden. Damit ändert sich aber auch eine andere wesentliche Einflußgröße, nämlich das Sprungantwortverhalten.

3.2.3. Sprungantwortverhalten von Mittelwertbild- nern 1. Ordnung

Hierunter wird das Verhalten des Tiefpassfilters bei sprungförmigen Eingangsspannungen verstanden. Der Stromlaufplan und die dazugehörigen Eingangsausgangsspannungsdiagramme in Abbildung 11 sollen dies verdeutlichen.

Die Schalterstellung S 2 gilt für die Zeit $-\infty < t < t_0$
die Schalterstellung S 1 für die Zeit $t_0 \leq t < t_1$
und die Schalterstellung S 3 für die Zeit $t_1 \leq t < +\infty$
Ab dem Zeitpunkt t_0 wird der Kondensator C über den Widerstand R in der Schalterstellung S 1 aufgeladen, ab dem Zeitpunkt $t = t_1$ in der Schalterstellung S 3 wieder entladen. Für den Spannungsanstieg am Kondensator C gilt die Exponentialgleichung:

$$\text{Gl. 5} \quad u_c = u_a = u_e \left(1 - e^{-\frac{t_0 - t}{\tau}} \right) \quad (\text{Küpfmüller, K (54)})$$

oder umgeformt:

$$(\text{Gl.5}) \quad u_a = u_e \left(1 - e^{-\frac{\Delta t}{\tau}} \right)$$

wobei die Zeitkonstante τ gleich dem Produkt aus $R \times C$ (Einheiten: sec, Ω , F) ist.

Für jeden Zeitpunkt t läßt sich somit der Wert der Ausgangsspannung errechnen.

Ist $t = \tau$ und $t_0 = 0$, so ergibt sich:

$$\begin{aligned} u_a &= u_e \left(1 - e^{-\frac{\tau}{\tau}} \right) = u_e (1 - e^{-1}) \\ &\approx u_e \times 0.63 \end{aligned}$$

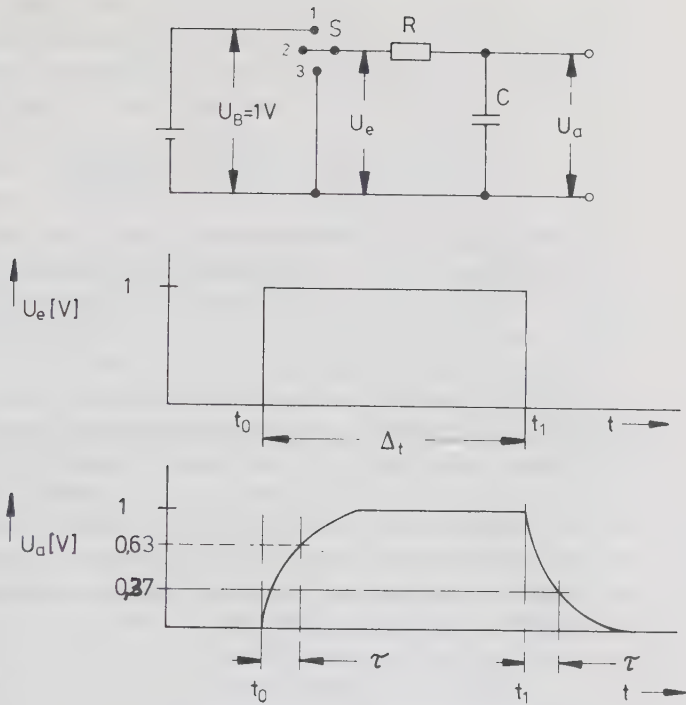


Abb. 11:

 U_B : Batteriespannung (1V) U_e : Eingangsspannung des Filters U_a : Ausgangsspannung des Filters S : Schalter mit den Stellungen 1, 2, 3 τ : Zeitkonstante des Filters

das heißt, daß die Ausgangsspannung bis zu diesem Zeitpunkt auf 63% der Eingangsspannung gestiegen ist. Die Abweichung F der Ausgangs- von der Eingangsspannung zur Zeit t läßt sich in Prozentangaben errechnen zu:

$$\text{Gl. 6} \quad F (\%) = 100 - 100 \cdot (1 - e^{-\frac{t}{\tau}})$$

wobei für u_0 der Wert 1 angenommen wurde.

Die Abweichung F wird größer gleich 0.1% wenn $t \approx 6.9\tau$ beträgt. Bereits 37% Fehler ergeben sich, wenn $t = \tau$ ist.

Es wurde nun die Frage aufgeworfen, ob dieses Verhalten auch für gleichgerichtete Burstimpulse zutrifft und falls Parallelen auffindbar wären, welche Konsequenzen dies für die technische Realisierung von EMG-Mittelwertbildnern hätte. Eine Antwort wollten wir durch die Überprüfung eines Systems, daß früher einmal bei uns eingesetzt war (Förschner, R. (28), Ludwig, P. (59)), finden.

3.2.4. Experimentelle Untersuchung

Um Burstimpulse zu erzeugen, benötigten wir für unseren steuerbaren Funktionsgenerator Rechteckimpulse variabel definierter Puls- und hinreichender Pausenlänge. Wir bauten uns dazu eine elektronische Schaltung auf, die uns solche Impulse in einem Bereich von 100 ms bis 1100 ms, jeweils in

100ms Schritten lieferte bei einstellbarer Pausenlänge von 2 sec bis 5 sec, bzw. 10 sec bei Abänderung von R_1 (siehe Abbildung 12). Die Pulszeiten wählten wir so aus, daß durch Bursts sowohl, bezogen auf die mimische Muskulatur und die Kaumusculatur, kurze wie mäßige Kontraktionsdauern (Jüde, H.D. et al. (47), Möller, E. (67)) nachgeahmt werden konnten. Der Aufbau der Schaltung ist in Abbildung 13 von der Bestückungsseite her, der Schaltplan in Abbildung 12 wiedergegeben.

Beschreibung der Schaltung:

Über Tr_1 und R_1 wird C_1 aufgeladen. Bei Überschreiten der Zündspannung des Unijunction-transistors T_1 wird C_1 über T_1 und R_3 wieder entladen und der Ladevorgang an C_1 beginnt wieder von vorne. Über R_4 wird dieser Entladeimpuls T_2 zugeführt, der den Impuls formt und invertiert. Der normierte Impuls steuert die monostabile Kippstufe mit den zeitbestimmenden Gliedern C_3 und $R_7 \dots R_{17}$. Über den Schalter S lassen sich durch Veränderung der in Serie geschalteten Widerstände gleicher Größe Impulse von 100 ms bis 1100 ms Dauer erzeugen. Vom Ausgang Q des Integrierten Schaltkreises IC_1 gelangen die Signale über $T_3/T_4/D_2$ zum Trimmer Tr_2 , von wo sie über den Schleifer abgegriffen und dem Funktionsgenerator (Buchse: Gate in) zugeleitet werden. Mit Hilfe dieser Gate-impulse erzeugt der Funktionsgenerator Bursts, die in ihrer Frequenz, Amplitude und Signalform veränderlich sind. Die Verwendbarkeit der Signale hinsichtlich aller wesentlich vorkommenden Einflußgrößen, läßt diese

Schaltung zum Austesten des Verhaltens verschiedener Auswerteverfahrenstechniken in der EMG als sehr brauchbar erscheinen.

3.2.5. Überprüfung eines einfachen Mittelwertbildners

Das bereits erwähnte, von Förschner, R. (28) aufgebaute "Integratorsystem" sei hier der Deutlichkeit halber kurz beschrieben. Es ist grundsätzlich genauso aufgebaut, wie andere passive Mittelwertbildner. Insofern bestehen Unterschiede nur in der Dimensionierung der Bauteile und der verwendeten Gleichrichter. (Halb-, Vollwellengleichrichter / Röhren-, Siliziumdioden) bei anderen Systemen.

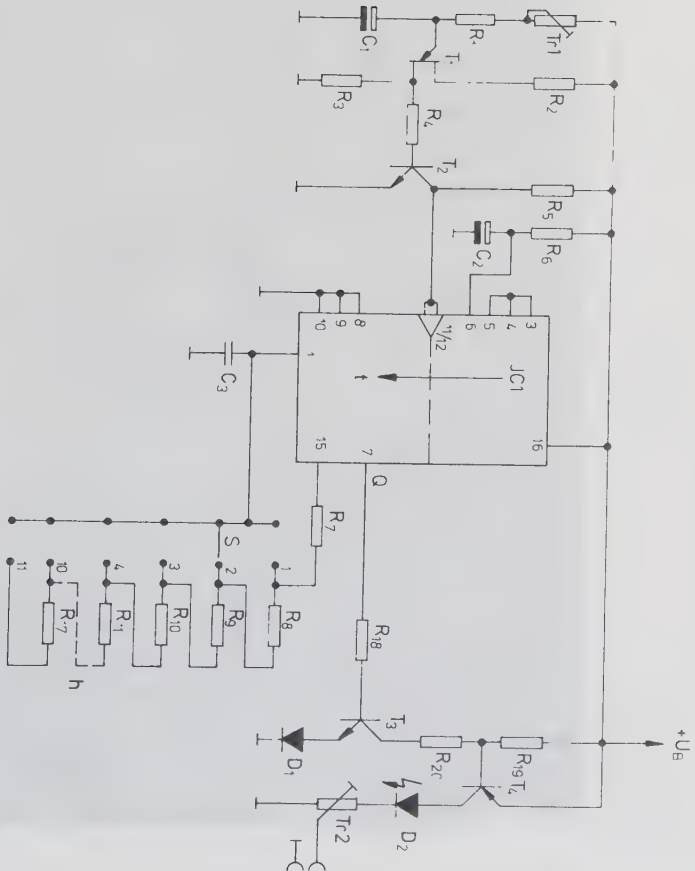


Abbildung 12: Pulsgenerator zur Erzeugung von
Bursts in Zusammenarbeit mit einem
Funktionsgenerator

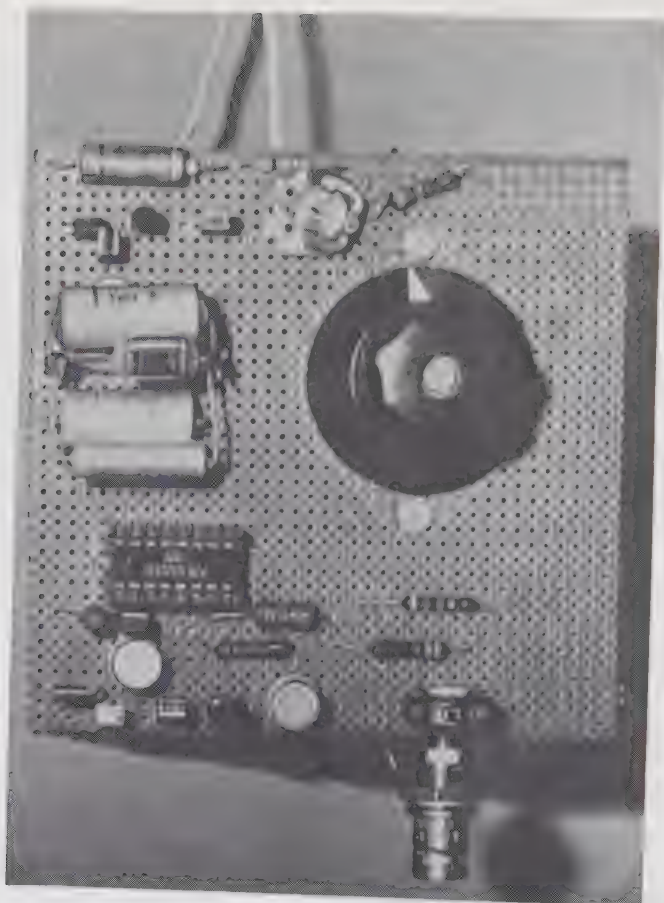
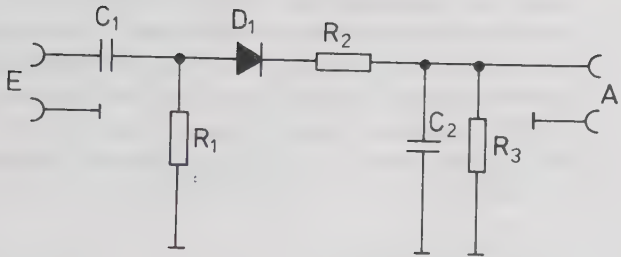


Abbildung 13: Pulsgenerator von der Bestückungs-
seite aus gesehen. Die Widerstände
 $R_7 \dots R_{17}$ befinden sich auf der
Gegenseite.

Abbildung 14: Einfaches "Integrationssystem" nach
Förschner, R. (28)



Bestückung: $C_1 = 0.33 \mu\text{F}$ (im Original "pF"; dies ist ein Druckfehler)

$C_2 = 35 \mu\text{F}$

$R_1 = 12 \text{ k}\Omega$

$R_2 = 10.4 \text{ k}\Omega$

$R_3 = 12 \text{ k}\Omega$

D_1 : Siliziumdiode mittlerer Leistung

Beschreibung:

Die verstärkten und gefilterten EMG-signale liegen am Eingang E an und werden über C_1 von Gleichspannungsan-

teilen entkoppelt der Diode D_1 , die über R_1 ihr Bezugspotential erhält, zugeführt. C_1 und R_1 bilden einen frequenzabhängigen Spannungsteiler. Nach der Halbwellengleichrichtung durch D_1 gelangen nur die positiven Signale an den eigentlichen Mittelwertbildner, bestehend aus R_2 , C_2 und dem Entladewiderstand R_3 . C_2 und R_3 bilden wieder einen Spannungsteiler. Die beiden Spannungsteiler C_1/R_1 und C_2/R_3 , sowie die Halbwellengleichrichtung lassen am Ausgang A nur Bruchteile der EMG-Spannung am Eingang E erwarten. Die Aufladezeitkonstante τ_a beträgt $R_2 \times C_2 = 364 \text{ ms}$, die Entladezeitkonstante τ_e : $R_3 \times C_2 = 420 \text{ ms}$. Die bei Förchner, R. (28) angegebene gemessene Zeitkonstante von 500 ms darf somit nur als Näherungswert verstanden werden.

3.2.6. Messungen

Zunächst interessierte uns die durch den frequenzabhängigen Spannungsteiler C_1/R_1 hervorgerufene Änderung der Ausgangsspannung im Frequenzbereich von 10 Hz bis 500 Hz, sowie das Verhältnis $u_e:u_a$. Wir steuerten den Mittelwertbildner mit einem Sinusgenerator im Amplitudenbereich unserer bisherigen EMG-verstärker bis zu $\pm 5 V_{ss}$ (AM 502, Fa. Tektronix) aus. Die Ausgangsspannung des Mittelwertbildners wurde über einen Hellige-DC-verstärker nachverstärkt und auf einem Papierschreiber (Hellige HE 17, Schreibbreite 30 mm) im Registrat dargestellt. Die Ausgangsampli-

tude wurde nach $\geq 7 \cdot \tau_A \hat{=} > 2.5 \text{ sec}$ ab Beginn der anliegenden Sinusspannung abgelesen. Die Ablesegenauigkeit betrug $\pm 0.25 \text{ mm}$. Die Messergebnisse sind in den Tabellen 1 und 2 zusammengefaßt. Abbildung 15 zeigt einen Ausschnitt der Meßreihe (10/20/30/200/300/500 Hz). Zur Erhöhung der Ablesegenauigkeit verwendeten wir in einer weiteren Messung ein Digitalmultimeter (Fa. Keithley) mit $10 \text{ M}\Omega$ Eingangswiderstand (Messergebnisse in den Tabellen 3-5). In den Tabellen 1-5 finden sich neben der Ausgangsspannung des Mittelwertbildners zu einer Frequenz f die berechneten Verhältnisse von $u_g:u_a$, sowie die Abweichung F in % -angaben. Wir berechneten sie zu:

$$\text{Gl. 7} \quad F = 100 - \frac{u_a \text{ bei } f \times 100}{u_a \text{ bei } f_{\max}}$$

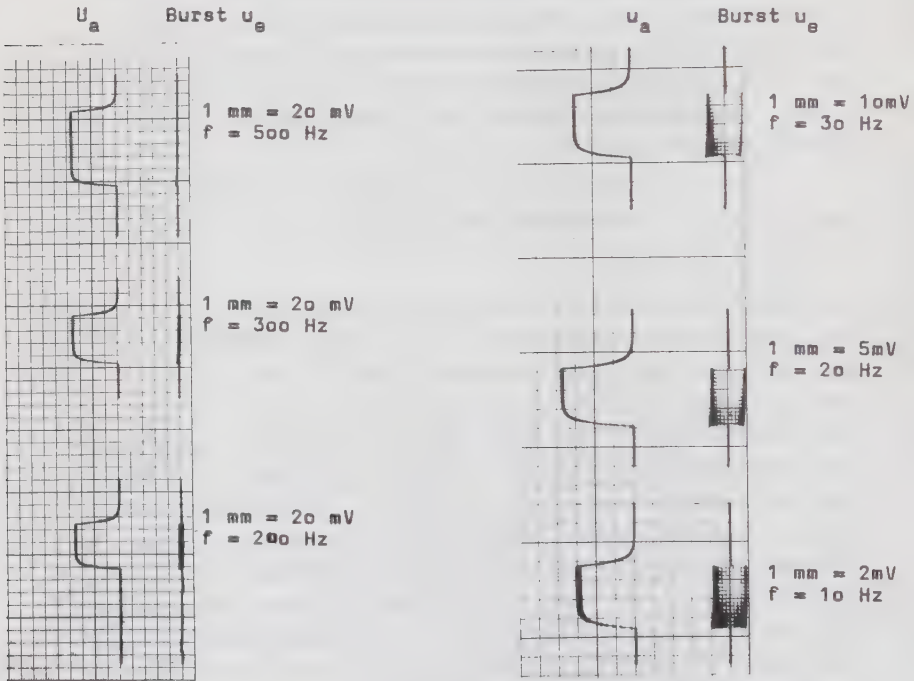
Aus den Tabellen 1-5 ist zu entnehmen, daß die Abweichungen mit sinkender Frequenz f steigen und Fehler von mehr als 50% leicht erreicht werden. Da der durch die Zeitkonstante τ_A hervorgerufene Fehler durch die Ablesezeit zur Zeit $t \geq 7 \times \tau_A$ kleiner gleich 0.1% gehalten werden konnte, sind die Abweichungen der Ausgangsspannung für Frequenzen von $f < f_{\max}$ ($f_{\max} = 500 \text{ Hz}$) ausschließlich auf den frequenzabhängigen Spannungsteiler C_1/R_1 zurückzuführen. In Tabelle 6 finden sich die berechneten Werte von X_{C1} für verschiedene Frequenzen f und die Scheinwiderstände von größer gewählten Kapazitäten. Die Berechnung erfolgte nach der Gleichung 8

$$\text{Gl. 8} \quad X_C = \frac{10^6}{2\pi f C} \quad (\Omega, \text{ Hz, } \mu\text{F}) \text{ (Küpfmüller, K. (54))}$$

Abb. 15: Einfluß der Frequenz auf die Ausgangs-
amplitude des Mittelwertbildners für $C_1 = 0.33 \mu\text{F}$

$U_B = 5 V_{BB}$; Burstdauer $> 1 \text{ sec}$

man beachte die unterschiedlichen Verstärkungsfaktoren
(Die Millimeterangaben beziehen sich bei diesen und anderen
Registraten auf die Millimetereinteilung des Registrierpapiers)



Ergebnis: mit sinkender Frequenz f sinkt die Ausgangsamplitude U_a

Tabelle 1

$$u_e = 5 V_{ss}; C_1 = 0.33 \mu F$$

Frequenz [Hz]	u_a [mV]	$u_e:u_a$	Fehler [%]
10	28	178.57	92.43
20	92.5	54.05	75
30	145	34.48	60.81
40	195	25.64	47.3
50	235	21.28	36.49
60	250	20	32.43
70	280	17.86	24.32
80	290	17.24	21.62
90	300	16.67	18.92
100	320	15.63	13.51
200	360	13.89	2.7
300	370	13.51	---
500	370	13.51	---

Tabelle 2

$$u_e = 1 V_{ss}; C_1 = 0.33 \mu F$$

Frequenz [Hz]	u_a [mV]	$u_e:u_a$	Fehler [%]
10	-----	-----	-----
20	1	1000	95.45
30	2	500	90.91
40	5	200	77.27
50	8	125	63.64
60	10.5	95.24	52.27
70	13	76.92	40.91
80	15	66.67	31.82
90	16	62.50	27.27
100	17	58.82	22.73
200	21	47.62	4.55
300	22	45.45	-----
400	22	45.45	-----
500	22	45.45	-----

-----:bedeutet:entweder nicht meßbar oder sehr klein

Tabelle 3

$$u_e = 1 \text{ V}_{ss}; C_1 = 0.33 \text{ } \mu\text{F}$$

Frequenz [Hz]	u_a [mV]	$u_e:u_a$	Fehler [%]
10	0.73	1369.86	96.28
20	0.95	1052.63	95.16
30	2.21	452.49	88.74
40	4.48	223.21	77.17
50	7.16	139.66	63.51
60	9.38	106.61	52.19
70	11.31	88.42	42.35
80	12.83	77.94	34.61
90	14.03	71.28	28.49
100	14.94	66.93	23.85
200	18.45	54.20	5.96
300	19.23	52.00	1.99
400	19.51	51.26	0.56
500	19.62	50.97	----

Tabelle 4

$$u_e = 5 \text{ V}_{ss}; C_1 = 0.33 \text{ } \mu\text{F}$$

Frequenz [Hz]	u_a [mV]	$u_e:u_a$	Fehler [%]
10	29	172.41	91.88
20	90	55.56	74.79
30	146.6	34.11	58.94
40	189.78	26.35	46.84
50	224.75	22.25	37.04
60	251.18	19.91	29.64
70	271.65	18.41	23.91
80	287.81	17.37	19.38
90	299.9	16.67	15.99
100	309.3	16.17	13.36
200	344.7	14.51	3.45
300	352.6	14.18	1.23
400	355.6	14.06	0.39
500	357.0	14.01	----

Tabelle 5

$$u_e = 10 V_{ss}; C_1 = 0.33 \mu F$$

Frequenz [Hz]	u_a [mV]	$u_e:u_a$	Fehler [%]
10	98.15	101.88	87.64
20	233.63	42.80	70.57
30	350.2	28.56	55.88
40	440.9	22.68	44.46
50	513.5	19.47	35.31
60	568.6	17.59	28.37
70	612.2	16.33	22.88
80	645.3	15.50	18.71
90	671.2	14.90	15.44
100	690.5	14.48	13.01
200	766.7	13.04	3.41
300	784.1	12.75	1.22
400	790.6	12.65	0.40
500	793.8	12.60	-----

Tabelle 7

$$u_e = 1 V_{ss}; C_1 = 10 \mu F$$

Frequenz [Hz]	u_a [mV]	$u_e:u_a$	Fehler [%]
10	19.52	51.23	3.32
20	20.02	49.95	0.84
30	20.12	49.70	0.35
40	20.16	49.60	0.15
50	20.18	49.55	0.05
60	20.19	49.53	-----
70	20.19	49.53	-----
80	20.19	49.53	-----
90	20.19	49.53	-----
100	20.19	49.53	-----
200	20.19	49.53	-----
300	20.19	49.53	-----
400	20.19	49.53	-----
500	20.19	49.53	-----

Tabelle 6

Frequenz [Hz]	$C_1 = 0.33 \mu\text{F}$ $X_{C1} (\Omega)$	$C_1 = 3.5 \mu\text{F}$ $X_{C1} (\Omega)$	$C_1 = 6.8 \mu\text{F}$ $X_{C1} (\Omega)$	$C_1 = 10 \mu\text{F}$ $X_{C1} (\Omega)$	$C_1 = 33 \mu\text{F}$ $X_{C1} (\Omega)$
10	48230	4547	2341	1592	482
20	24110	2274	1170	796	241
30	16077	1516	780	531	161
50	9646	909	468	318	96
100	4823	455	234	159	48
200	2411	227	117	80	24
300	1601	151	78	53	16
500	965	91	47	32	9.6

Tabelle 8

$$u_e = 5 V_{ss}; C_1 = 10 \mu F$$

Frequenz [Hz]	u_a [mV]	$u_e:u_a$	Fehler [%]
10	354.9	14.09	1.91
20	359.7	13.90	0.58
30	360.9	13.85	0.25
40	361.3	13.84	0.14
50	361.5	13.83	0.08
60	361.6	13.83	0.06
70	361.7	13.82	0.03
80	361.8	13.82	----
90	361.8	13.82	----
100	361.8	13.82	----
200	361.8	13.82	----
300	361.8	13.82	----
400	361.8	13.82	----
500	361.8	13.82	----

Tabelle 9

$$u_e = 10 V_{ss}; C_1 = 10 \mu F$$

Frequenz [Hz]	u_a [mV]	$u_e:u_a$	Fehler [%]
10	789	12.67	1.55
20	798	12.53	0.42
30	800.5	12.49	0.11
40	801.1	12.48	0.04
50	801.4	12.48	----
60	801.4	12.48	----
70	801.4	12.48	----
80	801.4	12.48	----
90	801.4	12.48	----
100	801.4	12.48	----
200	801.4	12.48	----
300	801.4	12.48	----
400	801.4	12.48	----
500	801.4	12.48	----

Setzt man die errechneten Werte von X_{C_1} ($C_1 = 0.33 \mu\text{F}$) in ein Verhältnis zu R_1 , so wird der gemessene Fehler von u_a des Mittelwertbildners in Abhängigkeit des frequenzabhängigen Eingangsspannungsteilers leicht erklärbar. In einer weiteren Messung änderten wir den Wert von C_1 zu $10 \mu\text{F}$ und verglichen die Ausgangsspannung u_a mit der Eingangsspannung u_e (Tabelle 7-9). Die Abbildungen 16a und b zeigen den Vergleich bei der Bemessung von $C_1 = 0.33 \mu\text{F}$ (a) und $C_1 = 10 \mu\text{F}$ (b) bei konstanter Burstdauer $t = 500 \text{ ms}$, konstanter Amplitude und variablen Frequenzen in Schritten ($10/20/30 \dots 100 \text{ Hz}/200/300/400/500 \text{ Hz}$). Während bei der Dimensionierung von $C_1 = 0.33 \mu\text{F}$ in Abbildung 16 a die Amplitude mit sinkender Frequenz abnimmt, bleibt sie für $C_1 = 10 \mu\text{F}$ in Bild 16 b konstant. Mit dieser einfachen Änderung der Dimensionierung wurde der Maximalfehler auf 3.3% begrenzt, wohingegen er vorher 96% betrug. Solch krass entstehende Abweichungen aufgrund der Dimensionierung von elektronischen Bauteilen sind nicht nur auf den oben genannten Mittelwertbildner beschränkt, sondern finden sich desöfteren in der Literatur (siehe dazu die Dimensionierung der Eingangskapazität bei den dort vorgestellten Schaltungen (Emde, J.W. und Shipton, H.W. (20), Fufeld, R.D. (35))).

3.2.7. Sprungantwortverhalten

Das Sprungantwortverhalten dieses "Integrations-systems" war Gegenstand der nächsten Messung, wobei

wir den Fehler des frequenzabhängigen Spannungsteilers C_1/R_1 durch Vergrößerung von C_1 auf $10 \mu\text{F}$ und höher gewählten Frequenzen von $\geq 40 \text{ Hz}$ kleiner o.15% (siehe Tabellen 7-9) halten konnten. Der Funktionsgenerator lieferte mit Hilfe der bereits beschriebenen Schaltung, die Rechteckimpulse erzeugte, Bursts, die in ihrer Dauer variabel gestaltet werden konnten. Abbildung 17 zeigt die Abhängigkeit der Ausgangsamplitude von der Burstdauer, die sich in Schritten zu je 100 ms , beginnend bei 100 ms vergrößert. In Tabelle 10 sind die gewonnenen Messergebnisse den Rechenergebnissen, die nach Gl. 6 durchgeführt wurden, gegenübergestellt. Aus der sehr engen Übereinstimmung von Rechenergebnis und Messergebnis - kleinere Abweichungen sind durch Ablesefehler zu erklären - entnehmen wir, daß die theoretische Vorüberlegung, die sich auf Gleichspannungssprünge bezog, auch für Burstsignale zutreffend ist. Das Maß der absolut entstehenden Ausgangsspannung wurde zwar in Gl. 6 durch Festlegung von $u_g = 1 \text{ (V, mV...)}$ eliminiert, doch bleibt die Gültigkeit der Beziehung durch die Umrechnung in Prozentwerten grundsätzlich für alle Eingangsspannungen erhalten. Für andere Spannungen u_g wurden zudem noch weitere Meßreihen aufgezeichnet, die das obige Ergebnis bestätigten. Lediglich bei Eingangsspannungen unterhalb von 1 V stellten sich Unlinearitäten heraus, die jedoch durch die Charakteristik der Diodenkennlinie erklärt werden konnten.

Abb. 16a

$C_1 = 0.33 \mu\text{F}$
 $1 \text{ mm} = 10 \text{ mV}$

Ausgangssig-
 nal des Mit-
 telwertbild-
 ners

Burstsignale
 $U_e = 1.862 \text{ V}_{\text{eff}}$

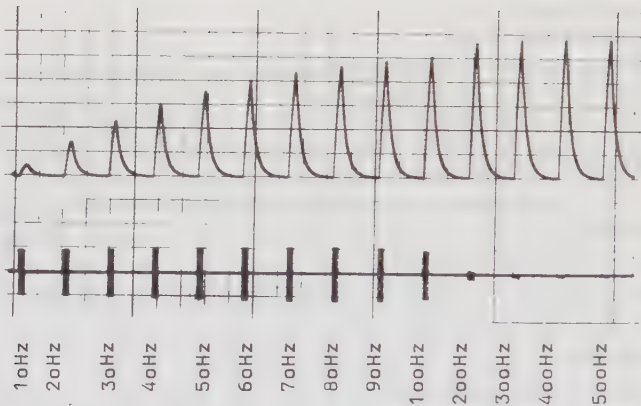
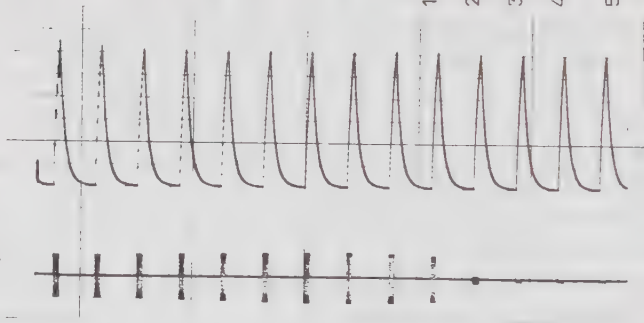


Abb. 16b

$C_1 = 10 \mu\text{F}$
 $1 \text{ mm} = 10 \text{ mV}$

Ausgangs-
 signal des
 Mittelwert-
 bildners

Burstsignale
 $U_e = 1.862 \text{ V}_{\text{eff}}$



Legende: Optimierung der Größe des Entkoppelkondensators C_1
 in Abhängigkeit variabler Frequenzen

Zeitachse: $2.5 \text{ mm} \hat{=} 1 \text{ sec}$

Burstdauer = 500 ms

Bei richtiger Dimensionierung von C_1 (Abb. 16b) ist die
 Amplitude von der Frequenz unabhängig.

Tabelle 10

u_a [mV]	gemessener Fehler	errechneter Fehler	Burstdauer [ms]
745		6.41 %	1000
210	73.62 %	75.98 %	100
350	56.03 %	57.73 %	200
460	42.21 %	43.86 %	300
525	34.05 %	33.32 %	400
590	25.88 %	25.32 %	500
640	19.60 %	19.24 %	600
675	15.20 %	14.62 %	700
700	12.06 %	11.10 %	800
725	8.92 %	8.44 %	900

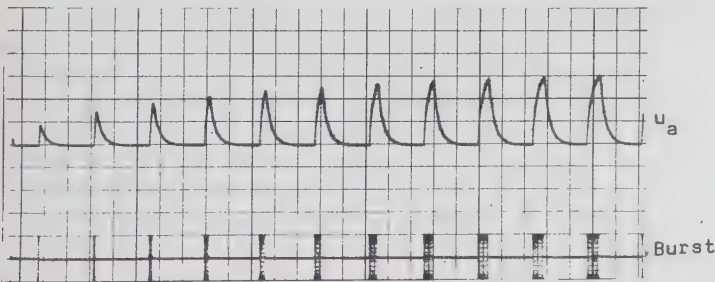


Abb. 17:

Legende: Einfluß der Burstdauer auf die Ausgangsamplitude
des Mittelwertbildners

Zeitachse: 2.5 mm $\hat{=}$ 1 sec

untere Spur: Burstsignale
Burstamplitude: 10 V
Burstdauer: 100 ms = 1.1 sec.

obere Spur : Ausgangsamplitude des Mittelwertbildners
1 mm $\hat{=}$ 50 mV
 $C_1 = 10 \mu F$

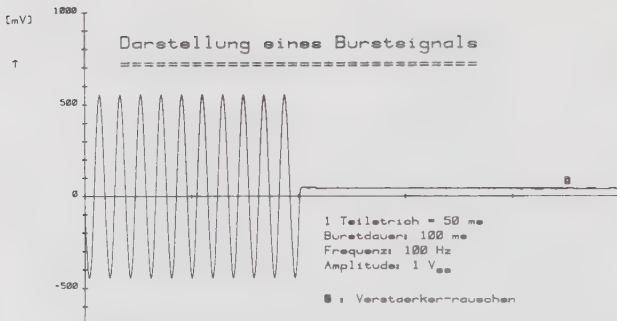


Abb. 18 a:

Legende: Plotteraufzeichnung eines Bursteignals via Datenerfassungssystem Neff 620 bei einer Abtastgeschwindigkeit von 20 μ s

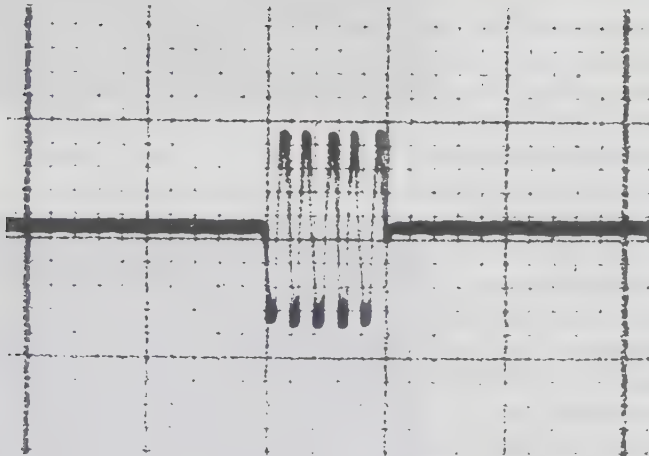


Abbildung 18 b:

analoge Darstellung eines Burstsignals von 100 ms
Dauer

x-Achse: 1 mm $\hat{=}$ 10 ms

y-Achse: 1 mm $\hat{=}$ 100 mV

In abschließenden Messreihen wurde der Einfluß der Frequenzen im Bereich von 10 Hz bis 500 Hz, bei Burstzeiten von 100 ms bis 1.1 sec, in 100 ms Schritten, untersucht. Auch hier stellte sich der oben gefundene Zusammenhang zwischen der Ausgangsspannungsänderung in Abhängigkeit der Burstdauer bei konstanter Eingangsspannung her. Derartige Mittelwertbildner liefern somit Fehler größer 0.1% mit sinkender Burstdauer $\leq 6.9 \cdot \tau_a$, wobei $\tau_a = R_2 \cdot C_2$ (Abbildung 14) die Aufladezeitkonstante darstellt. Aus Tabelle 10 ist zu entnehmen, daß für das einfache "Integrationssystem", wie es in Abbildung 14 zu sehen ist, selbst bei Abänderung des ungünstig dimensionierten frequenzabhängigen Spannungsteilers $C_1 R_1$, noch Fehler bis 76% auftreten. Es erhebt sich hier natürlich die Frage, ob das angenommene EMG-Ersatzsignal in Beziehung zu elektromyographisch relevanten Signalen steht und ob die gewählten Burstzeiten, die ja den Kontraktionszeiten entsprechen sollen, realistisch sind. Abbildung 18 (a + b) zeigen einen Burst von 100 ms. Ein Anhaltspunkt konnte nur durch eine elektromyographische Untersuchung, die wir an den mm. mass. vornahmen, gefunden werden.

3.2.8. Aufzeichnung der Elektromyogramme

VP: R.S., weiblich, 24 J. alt, Palpation der Kaumuskulatur o.B., gutes Allgemeinbefinden, versorgtes Gebiss mit Inlays und Brücken. Die Probandin saß bequem und bei entspannter Körperhaltung in unserem klinischen Messraum. Mit einem Leinenlappchen das mit 70%-igem Alkohol getränkt war, reinigten wir die Haut an der Stirne und oberhalb der mm. mass. unter kräftigem Reiben. Der bereits beschriebene Elektrodenblock wurde mit Einmalkleberingen (Firma Hellige, Nr. 92722400) versehen, mit Beckman-Elektrodenpaste beschickt und in der Verlaufs-

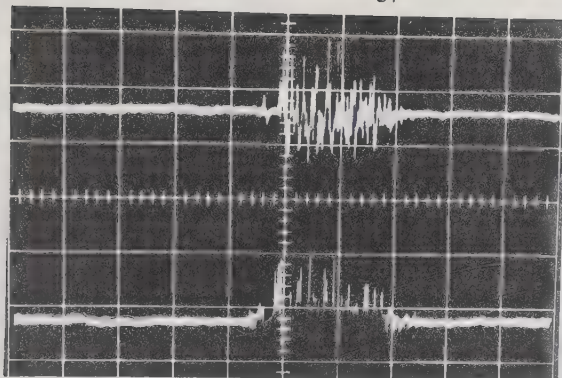


Abb. 19 a
m. mass. re.

mäßige Kontraktion

m. mass. li.

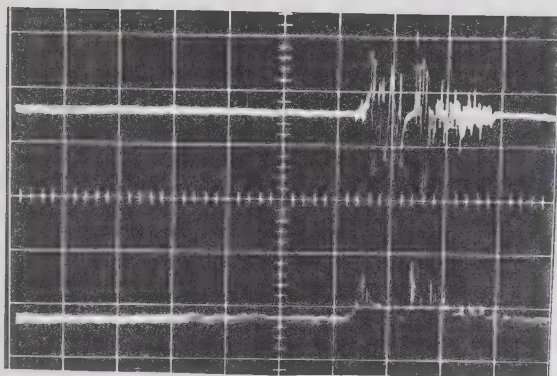


Abb. 19 b

m. mass. re.

Hackbißbew.

m. mass. li.

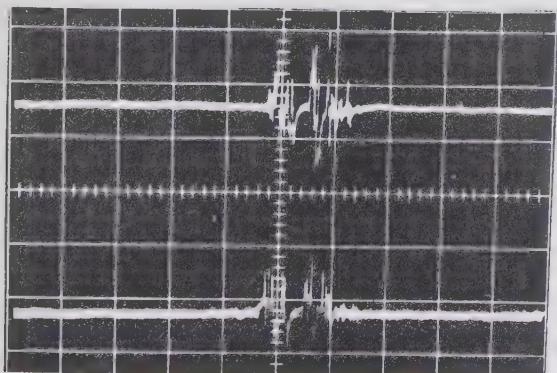


Abb. 19 c

m. mass. re.

Hackbißbew.

m. mass. li.

X-Ablenkung: 100 ms pro Kästchen

Y-Ablenkung: 2 V pro Kästchen

Masseter-elektromyogramme von Speicheroszillografen
fotografiert

richtung der Muskelfasern, 1.5 cm vom Kieferwinkel entfernt, angebracht. Die Masseelektrode mit 4.8 cm^2 Fläche befestigten wir mit einem Gummiband an der Stirne. Nach einer Liegedauer von 15 Minuten wurde die Elektrodenhautimpedanz im Frequenzbereich 5 Hz bis 100 Hz nach der bereits beschriebenen Methode bestimmt. Der Maximalwert betrug $25.8 \text{ k}\Omega$. Die Elektrodenleitungen wurden dem Impedanzwandler, der über abgeschirmte Koaxleitungen mit dem Verstärker AM 502 (Fa. Tektronix) verbunden war, zugeführt. Die 5000-fach verstärkten Potentiale wurden durch einen Bandpass, der zwischen f_u und f_o linear arbeitet ($f_u = 1 \text{ Hz}$, -3 dB , $f_o = 10 \text{ kHz}$, -3 dB), gefiltert und von einem Speicheroszillographen 564 B (Tektronix) bei manueller Triggerung (single sweep) aufgezeichnet. Die Versuchsperson führte auf Kommando kurze und mässige Schließ- und Hackbißbewegungen aus. Die bei jeder Kontraktion, soweit dies der Triggervorgang zuließ, gespeicherten Oszillogramme fotografierten wir (Abbildungen 19 a,b,c.).

3.2.9. Auswertung und Ergebnisse der gespeicherten EMG-Potentiale

Die Oszillogramme zeigen ein Interferenzbild der abgeleiteten Potentiale, das, sieht man von der kleinen Vorzacke in Abb. 19 a ab, mit einem sprunghaften Anwachsen der Amplituden beginnt. Die Amplitudenhöhe ist inkonstant, zeigt in Abb. 19b (m. mass. re.) jedoch während der ersten 70 ms regelmäßiger Züge, anschließend silent period mit rebound-Phänomen. In Abb. 19c beträgt die Dauer der elektrischen Aktivität im linken Masseter 130 ms im rechten Masseter 170 ms, in den Abbildungen 19a und 19b ist sie verlängert bis 260 ms.

Zusammenfassung der Ergebnisse:

Die Dauer der elektrischen Aktivität eines Muskels kann ohne weiteres Werte von 200 ms und weniger be-

tragen, wobei ein sprunghaftes Ansteigen der Amplituden zu Beginn der elektrischen Aktivität in etlichen Fällen beobachtbar war (Abb. 19 b). Diese Befunde decken sich mit den von Beck, H. und Kraft, E., (5), Eschler, J. (21-25), Göpfert H. (38), Göpfert, H. und Göpfert, C. (39), Gottlieb, G.L. und Agarwal, G.C. (41), Inman, V.T. et al. (45), Jüde, H.D. et al. (47), Möller, E. (67), Stephan, H. und Witt, E. (89), Widmalm, S. und Hedegard, B. (95) aufgenommenen Elektromyogrammen.

Da ein Burst, wie er in den Abbildungen 18 a+b dargestellt wurde, in der Lage ist, das sprungförmige Anwachsen der EMG-potentiale zu imitieren, ist es zulässig, mit solchen Signalen Auswertetechniken zu testen. Die Kontraktionsdauer läßt sich durch die Burstdauer, die EMG-amplitude durch die Burstamplitude und die "EMG-frequenz" durch die Burstfrequenz nachahmen. Um das Verhalten verschiedener EMG-auswerteverfahren nachvollziehbar zu studieren, eignen sich variierbare Burstsignale in hervorragender Weise zu Test- und Eichzwecken.

3.2.10. Optimierung des Sprungantwortverhaltens

Anhand des erarbeiteten Rechenprogramms versuchten wir nun festzustellen, wie der Fehler F in Abhängigkeit der Zeitkonstanten τ_a reduziert werden kann, bei einer angemessenen Dauer der elektrischen Aktivität von ≥ 100 ms. In Tabelle 11 befinden sich die Fehler für verschiedene Zeitkonstanten τ_a , wobei die Normenreihe lieferbarer Kondensatoren mit berücksichtigt wurde. (z.B. $2.2 \mu\text{F}$, $3.3 \mu\text{F}$, $4.7 \mu\text{F}$, $6.8 \mu\text{F}$ usw.). Es soll jedoch nicht verschwiegen werden, daß sich grundsätzlich jede Zeitkonstante z.B. durch ein Potentiometer in Serie zu R_2 oder durch Parallelschaltung von Kapazitäten einstellen läßt. Aus der Zusammenstellung in Tabelle 11 geht hervor, daß mit sinkender Aufladezeitkonstante τ_a auch der Fehler F in Abhängigkeit der Dauer der elektrischen Aktivität bzw. der Burstdauer des EMG-Ersatzsignals kleiner wird. Wir änderten deshalb die Dimensionierung der Schaltung in Abbildung 14 mit $R_2 = 10 \text{ k}\Omega$ und $C_2 = 6.8 \mu\text{F}$, so daß sich eine Zeitkonstante von 68 ms einstellte. In Abbildung 21 b ist dieser Einfluß für die Frequenz $f = 100 \text{ Hz}$ und variablen Burstzeiten von 100 - 1100 ms zu sehen. Mit der verringerten Zeitkonstante konnte die Ausgangsamplitude zwischen den Burstzeiten 200 - 1100 ms nahezu konstant gehalten werden, während bei der weit aus höheren Zeitkonstante in Abbildung 21 a (364 ms) große Abweichungen zu sehen sind, was den Rechenergebnissen in Tabelle 11 sehr nahe kommt. Nach Gleichung 3 steigt jedoch mit sinkender Zeitkonstante die

Grenzfrequenz an. Das hat zur Folge, daß die Siebwirkung die nach Gleichung 4 errechenbar ist, in ihrer Wirksamkeit mit sinkenden Frequenzen gemindert wird. Dazu ein Messbeispiel in Abb. 20: Die Zeitkonstante wurde auf 68 ms festgelegt, die Burstdauer > 1 sec. gewählt und die Frequenzen ab 20 Hz zu höheren Werten in Schritten verändert. Der Mittelwert der Eingangsspannung ist erst ab 70 Hz sauber ablesbar. Zu tieferen Frequenzen muß zwischen dem maximal und minimal überlagerten AC-Anteil gemittelt werden. Eine Optimierung der Schaltungsanordnung nach Abbildung 14 muß demnach sowohl das Sprungantwortverhalten, als auch die Siebwirkung des Tiefpassfilters berücksichtigen. Ein zufriedenstellender Kompromiss ist nur dadurch zu finden, daß die zu untersuchende Kontraktionsdauer größer als 100 ms gewählt wird. Ist dies versuchsmethodisch nicht zu erreichen, sollten andere messtechnische Verfahren verwendet werden.

Tabelle 11

Burstdauer (ms)	Zeitkonst. $\tau_1=22\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau_2=47\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau_3=68\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau_4=100\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau_5=220\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau_6=330\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau_7=470\text{ms}$
<u>Fehlerangaben in %</u>							
100	1.06%	11.91%	22.98%	36.79%	63.47%	73.86%	80.83%
200	0.01%	1.42%	5.28%	13.53%	40.29%	54.55%	65.34%
300	-----	0.17%	1.21%	4.98%	25.57%	40.29%	52.82%
400	-----	0.02%	0.28%	1.83%	16.23%	29.76%	42.70%
500	-----	-----	0.06%	0.67%	10.30%	21.98%	34.51%
600	-----	-----	0.01%	0.25%	6.54%	16.23%	27.90%
700	-----	-----	-----	0.09%	4.15%	11.99%	22.55%
800	-----	-----	-----	0.03%	2.63%	8.85%	18.23%
900	-----	-----	-----	0.01%	1.67%	6.54%	14.74%
1000	-----	-----	-----	-----	1.06%	4.83%	11.91%

Striche sind dort angegeben, wo der Fehler kleiner, 0.01% beträgt

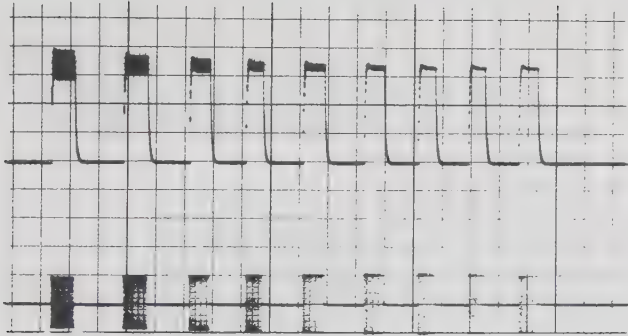


Abbildung 20:

Legende: Einfluß der Zeitkonstanten auf den Siebfaktor bei variablen Frequenzen. Mit niedrigeren Frequenzen steigt der nicht ausgesiebte AC-anteil an. Zwischen dem höchsten und niedrigsten AC-anteil muß gemittelt werden, um die Ausgangsamplitude zu bestimmen.

untere Spur: Burstsignale

Burstamplitude : $10V_{ss}$

Burstdauer: 1.1 sec

Frequenzen: 20/30/40... 100 Hz

obere Spur: Ausgangsamplitude des Mittelwertbildners ($C_1=10\mu F$, $C_2=6.8\mu F$, $\tau_n = 68 \text{ ms}$)
 1 mm $\hat{=}$ 50 mV

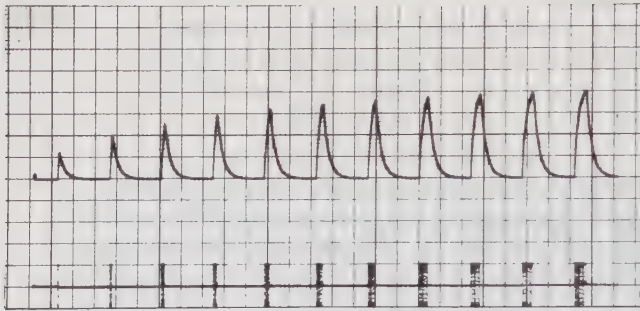


Abb. 21 a
 $\tau_a = 364 \text{ ms}$

Zeitachse: 2.5 mm $\hat{=}$ 1 sec

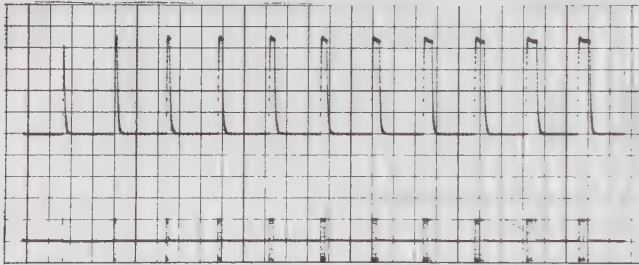


Abb. 21 b
 $\tau_a = 68 \text{ ms}$

Legende:

Einfluß der Zeitkonstanten auf die Ausgangsamplitude
 des Mittelwertbildners bei variabler Burstdauer

untere Spur: Burstsignale; Burstdauer 100 ms = 1.1 sec (in 100 ms-
 schritten); Frequenz = 100 Hz; $u_e = 2V_{ss}$

obere Spur : Sprung-antwortverhalten des Mittelwertbildners
 1 mm $\hat{=}$ 5 mV

Durch die in Abb. 21 b gewählte Zeitkonstante wird die
 Abhängigkeit der Burstdauer auf die Ausgangsamplitude des
 Mittelwertbildners klein gehalten.

3.3. Aktive Mittelwertbildner

Nach den Berechnungen und Messergebnissen an passiven einfachen Mittelwertbildnern, wurde die Frage aufgeworfen, ob sich durch den Einsatz eines oder mehrerer aktiver Bauelemente, eine Änderung des Betriebsverhaltens solcher Systeme erzielen läßt.

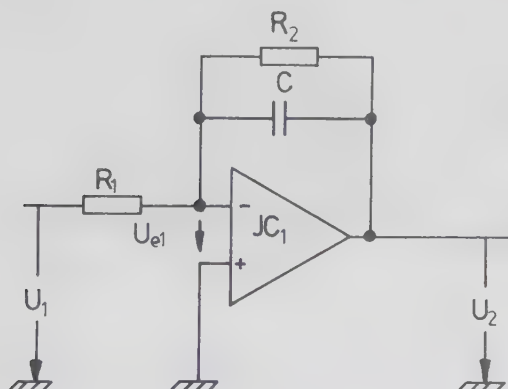


Abb. 22: Prinzipschaltbild eines aktiven Mittelwertbildners

3.3.1. Beschreibung und Berechnung

Das Prinzipschaltbild eines aktiven Mittelwertbildners ist in Abb. 22 zu sehen. Ein Operationsver-

stärker IC_1 verstärkt die Eingangsspannung U_{e1}
nach der Gleichung:

$$Gl. 9 \quad u_2 = V \cdot u_{e1} \quad u_{e1} = \frac{u_2}{V}$$

Betrachtet man die Ströme in Abb. 22, dann folgt daraus:

$$Gl. 10 \quad \frac{u_1 - u_{e1}}{R_1} = C \frac{d(u_2 - u_{e1})}{dt} + \frac{u_2 - u_{e1}}{R_2}$$

Gleichung 9 in Gleichung 10 eingesetzt:

$$\frac{u_1 - \frac{u_2}{V}}{R_1} = C \frac{d\left(u_2 - \frac{u_2}{V}\right)}{dt} + \frac{u_2 - \frac{u_2}{V}}{R_2}$$

nimmt man für die Verstärkung V Werte gegen unendlich an,
was für IC_1 zulässig ist, so ergibt sich daraus die
Differentialgleichung:

$$Gl. 11 \quad \frac{u_1}{R_1} = C \frac{du_2}{dt} + \frac{u_2}{R_2}$$

Lösung:

Gl. 12

$$u_2(t) = e^{-\frac{t}{R_2 C}} \left[u_2(t_0) e^{\frac{t_0}{R_2 C}} + \frac{1}{R_1 C} \int_{t_0}^t u_1(t-t_0) e^{\frac{t-t_0}{R_2 C}} d(t-t_0) \right]$$

3.3.2. Sprungantwortverhalten

Wir definieren das Eingangssignal:

$$u_1(t) = 0 \quad \text{für: } -\infty \leq t < t_0$$

$$u_1(t) = u_e \quad \text{für: } t_0 \leq t \leq +\infty$$

Für die Ausgangsspannung gilt:

$$\text{Gl. 13} \quad u_2(t_0) = 0 \quad (\text{siehe dazu Abb. 11})$$

Gl. 13 eingesetzt in Gl. 12:

$$u_2(t) = e^{-\frac{t}{R_2 C}} \times \frac{1}{R_1 C} \int_{t_0}^t u_e e^{\frac{t-t_0}{R_2 C}} d(t-t_0)$$

$$= e^{-\frac{t}{R_2 C}} \times \frac{1}{R_1 C} \cdot u_e \cdot R_2 C \left(e^{\frac{t}{R_2 C}} - e^{\frac{t_0}{R_2 C}} \right)$$

Nun multiplizieren wir noch den Ausdruck $e^{-\frac{t}{R_2 C}}$ mit der Klammer und erhalten als Lösung:

$$\text{Gl. 14} \quad u_2(t) = \frac{R_2}{R_1} \cdot u_e \cdot \left(1 - e^{-\frac{t_0-t}{R_2 C}} \right)$$

3.3.3. Ergebnisse

Bei Betrachten der Gleichungen 14 und 5 fällt uns deren Ähnlichkeiten auf und wir finden als Unterschied nur den Faktor $\frac{R_2}{R_1}$ in Gl. 14. Es läßt sich daraus fol-

gern, daß bei aktiven und passiven Mittelwertbildnern gleiche zeitliche Veränderungen der Ausgangsspannungen für gleiche Zeitkonstanten bei Ansteuern mit Burstimpulsen zu erwarten sind. Aktive Konfigurationen zeichnen sich lediglich durch die um den Faktor $R_2 : R_1$ höhere Ausgangsspannung aus.

3.3.4. Experimentelle Überprüfung der Rechenergebnisse

In einem Leereinschub zum Netzteil TM 502 (Fa. Tektronix) brachten wir den aktiven Mittelwertbildner, neben anderen EMG-Auswerteschaltungen, die in der Schrägansicht des Gerätes (Abb. 23) zu sehen sind, unter. Das Schaltbild (Abb. 24) zeigt den schwellenspannungslosen Präzisionshalbwellengleichrichter mit IC_1 , D_3 , D_2 und den aktiven Mittelwertbildner, bestehend aus IC_2 , C_X , R_{13} , Tr_2 , R_9 , sowie der Ruhestromkompensationsschaltung (siehe: Bergtold, F. (7)) R_{10} , R_{11} , D_4 , Tr_1 . Die Spannungsversorgung mit ± 12 V wurde auf der Lochrasterplatine des Einschubs aufgebaut und sei hier nicht weiter erwähnt, da sie zum Verständnis der Funktion des aktiven Mittelwertbildners nicht von Interesse ist. Abb. 25 zeigt die Arbeitsweise der Schaltung in Abhängigkeit der Burstdauer, was vergleichsweise dem Ergebnis in Abschnitt 3.2.7. entspricht. Wir ersparen es uns, über weiter durchgeführte Messserien zu berichten, da sie den Berechnungen voll entsprechen.

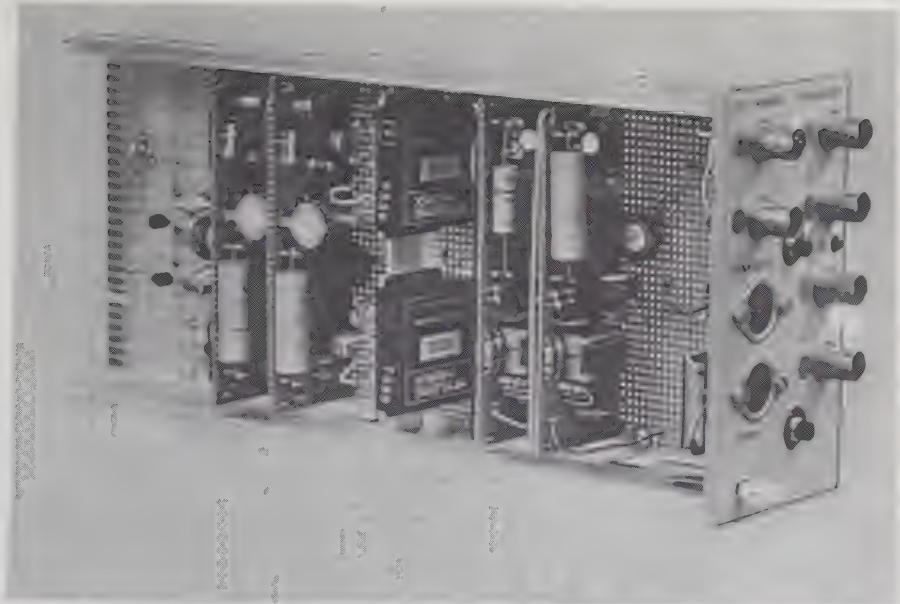


Abbildung: 23 a

Schrägsicht des erstellten EMG-auswerte-einschubs

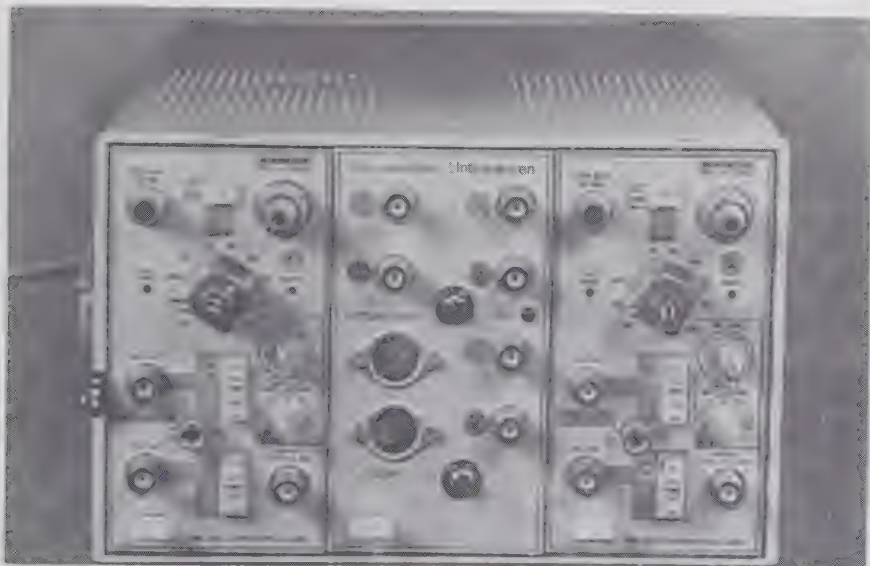


Abbildung: 23 b

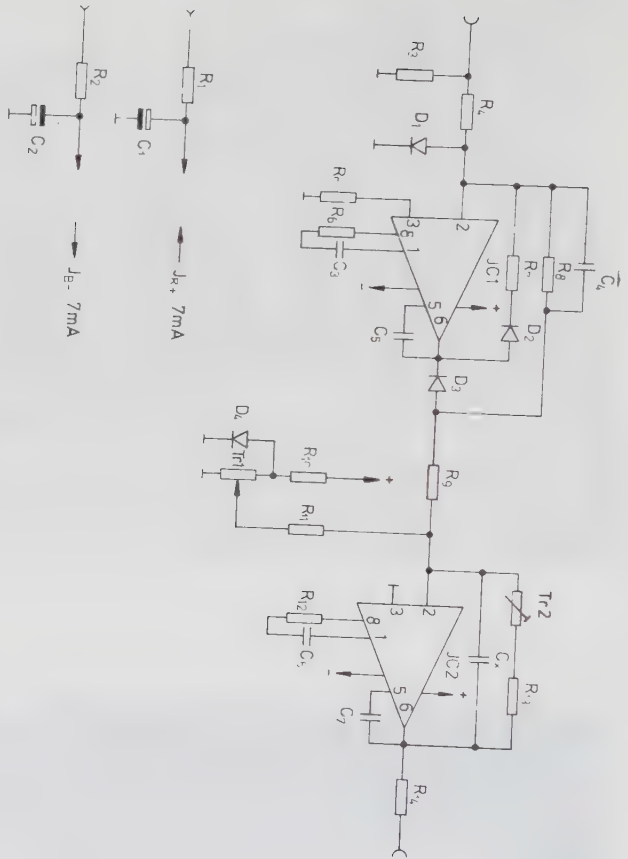


Abb. 24:
Aktiver Mittelwertbildner mit schwellenlosem Präzisions-
halbwellengleichrichter

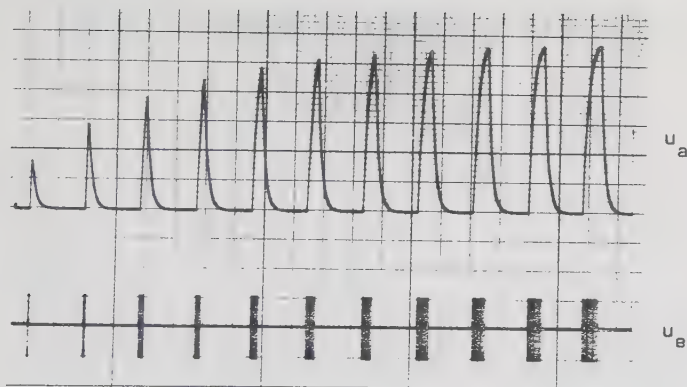


Abbildung 25

Legende:

aktiver Mittelwertbildner

 $R = 35.8 \text{ k}\Omega$; $C = 6.8 \text{ }\mu\text{F}$ $t = 100 \text{ ms} - 1.1 \text{ sec}$ $u_e = 1 \text{ V}_{ss}$ $f = 20 \text{ Hz}$

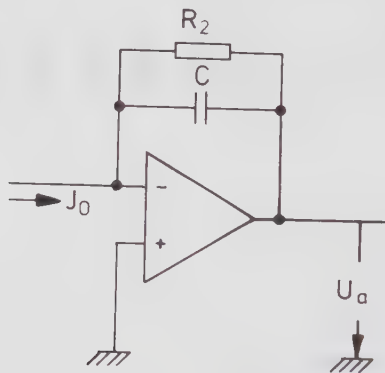
Abhängigkeit der Amplitude u_a des Mittelwertbildners von der Burstdauer

3.4. Mittelwertbildner als Integratoren

Ein Mittelwertbildner kann unter bestimmten Voraussetzungen als Integrator betrieben werden, nämlich dann, wenn der Teil der Exponentialfunktion, der noch als linear anzusehen ist, ausgenutzt wird.

3.4.1. Rechnerische Vorüberlegungen

Abbildung 26 a



Blockschaltbild eines aktiven Mittelwertbildners

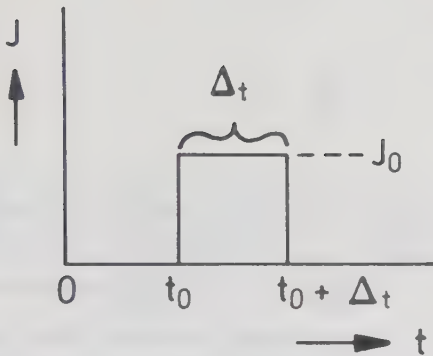


Abb. 26b

Zustandsdiagramm eines sprungförmigen Eingangssignals

$$\text{Für : } t_0 \leq t \leq t_0 + \Delta_t \text{ gilt: } -u_a = R_2 I_0 \left(1 - e^{-\frac{t-t_0}{R_2 C}} \right)$$

$$\text{Für: } t = t_0 + \Delta_t :$$

$$-u_a = R_2 \cdot I_0 \cdot \left(1 - e^{-\frac{t_0 + \Delta_t - t_0}{R_2 C}} \right)$$

$$\text{Gl. 15} \quad -u_a = R_2 \cdot I_0 \cdot \left(1 - e^{-\frac{\Delta_t}{R_2 C}} \right)$$

Für die Annahme, das der Beginn der e-Funktion linear ist unter der Bedingung: $R_2 C \gg \Delta_t$ ergibt sich durch Reihenentwicklung:

$$e^x: 1 + \frac{x}{1!} + \frac{x^2}{2!} + \dots + \frac{x^n}{n!}$$

$$\text{oder: } e^x: \lim_{\rightarrow \infty} 1 + \frac{x}{1!} + \frac{x^2}{2!} + \dots + \frac{x^n}{n!}$$

$$x \text{ sei in diesem Fall: } -\frac{\Delta_t}{R_2 C}$$

$$e^{-\frac{\Delta_t}{R_2 C}} = 1 + \left(-\frac{\Delta_t}{R_2 C} \right) + \underbrace{\left[\frac{\left(-\frac{\Delta_t}{R_2 C} \right)^2}{1 \cdot 2} + \frac{\left(-\frac{\Delta_t}{R_2 C} \right)^3}{1 \cdot 2 \cdot 3} + \dots + \frac{\left(-\frac{\Delta_t}{R_2 C} \right)^n}{n!} \right]}$$

Diese Summanden dürfen als vernachlässigbar klein angesehen werden, da $R_2 C \gg \Delta_t$ ist. (Bedingung)

Daraus folgt:

$$\text{Gl. 16} \quad e^{-\frac{\Delta_t}{R_2 C}} = 1 - \frac{\Delta_t}{R_2 C}$$

Gl. 16 eingesetzt in Gl. 15

$$-u_a = R_2 \cdot I_0 \cdot \frac{\Delta_t}{R_2 C}$$

$$\text{Gl. 17} \quad -u_a = \frac{I_0}{C} \cdot \Delta_t (\text{genäherter Wert})$$

Dividiert man jetzt Gleichung 15 (realer Wert) und Gleichung 17 (genäherter Wert) durch $R_2 \cdot I_0$, so ergibt sich:

$$\text{Gl. 18} \quad -u_a = 1 - e^{-\frac{\Delta t}{R_2 C}} \quad (\text{realer Wert})$$

$$\text{Gl. 19} \quad -u_a = \frac{\Delta t}{R_2 C} \quad (\text{genäherter Wert})$$

Will man nun den Fehler F (in %) in Abhängigkeit der Zeitkonstanten $R_2 C = \tau$ und der Dauer der Impulslänge ermitteln, so ergibt sich:

$$\text{Gl. 20} \quad F = \frac{\frac{\Delta t}{R_2 C} - 1 + e^{-\frac{\Delta t}{R_2 C}}}{1 - e^{-\frac{\Delta t}{R_2 C}}} \times 100$$

Wie aus der Bedingung $R_2 C \gg \Delta t$ hervorgeht, muß für die Zeitkonstante ein erheblich größerer Wert der Impulsdauer Δt gewählt werden. Damit einher geht eine lange Entladungsdauer von C , d.h. bis zu einem weiteren zu integrierenden Impuls muß eine lange Zeit verstreichen, da sonst noch vorhandene Restladungen mit integriert werden, was zu einem Fehler führen muß.

3.4.2. Berechnung der Entladezeit

Nach Ablauf des Impulses gilt die Gleichung:

$$\text{Gl. 21} \quad -u_a = u_0 \cdot e^{-\frac{t}{R_2 C}}$$

Da wir die Berechnung nur hinsichtlich der Entladezeit vornehmen, wählen wir für u_0 den Wert 1.

$\ln e^x = x$; daraus folgt:

$$\text{Gl. 22} \quad \ln(u_a) = -\frac{t}{R_2 C}$$

$$\ln(u_a) \times (R_2 C) = -t$$

$$\text{oder:} \quad t = -\ln(u_a) \times (R_2 C)$$

Für 0.1% von u_0 errechnet sich:

$$\text{Gl. 23} \quad t = (-\ln 0.001) \times (R_2 C)$$

d.h.: Nach Ablauf des Impulses muß die Zeit t abgewartet werden bis sich C so entladen hat, daß nur noch 0.1% der Spannung u_0 zur Zeit $t_0 + \Delta t$ vorhanden ist. Diese Entladezeit, sowie den Fehler F in % in Abhängigkeit der Zeitkonstanten und der Dauer des Impulses berechneten wir mit Hilfe eines einfachen Programms auf dem Rechner HP 9875 A.

3.4.3. Ergebnisse

In Tabelle 12 sind die Rechenergebnisse für verschiedene Zeitkonstanten, die wir den Literaturangaben entnommen haben, sowie für $\tau = 35 \text{ sec}$ zusammengetragen. Es kann daraus ersehen werden,

daß sich Mittelwertbildner nur mit sehr hohen Zeitkonstanten als Integratoren eignen, wobei auch die Entladedauer mit der Zeitkonstanten anwächst. Im letzten Beispiel in Tabelle 12 konnte rechnerisch gezeigt werden, daß der Fehler klein gehalten werden kann, wenn die Zeitkonstante mindestens 35mal höher als die Kontraktionsdauer bemessen wird. Die lange Wartezeit, die in Kauf genommen werden muß bis zur Integration des nächsten EMG-signals (4min im letzten Beispiel), lassen solche Systeme jedoch als ungeeignet erscheinen. In einem Meßergebnis in Abb. 27 ist deutlich zu sehen, daß die Gesamtkurve einer e-Funktion entspricht und nur der Anfangsteil des Anstiegs als linear anzusehen ist. Integriert wurden Burstsignale mit 400 ms Dauer und einer Frequenz von 50 Hz bei einer Zeitkonstanten von $\tau = 35 \text{ sec.}$

Tabelle 12

Verwendung von Mittelwertbildnern als Integratoren. Fehlerberechnung für variable Burstzeiten und verschiedene Zeitkonstanten.

Burstdauer (ms)	Zeitkonst. $\tau = 10\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau = 20\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau = 50\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau = 200\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau = 500\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau = 1800\text{ms}$	Zeitkonst. $\tau = 35\text{sec}$
	<u>Fehler in %</u>						
100	90.00%	80.13%	56.77%	21.31%	9.37%	2.73%	0.14%
200	95.00%	90.00%	75.46%	36.79%	17.58%	5.36%	0.29%
300	96.67%	93.33%	83.37%	48.21%	24.80%	7.89%	0.43%
400	97.50%	95.00%	87.50%	56.77%	31.17%	10.33%	0.57%
500	98.00%	96.00%	90.00%	63.28%	36.79%	12.69%	0.71%
600	98.33%	96.67%	91.67%	68.33%	41.77%	14.96%	0.85%
700	98.57%	97.14%	92.86%	72.29%	46.19%	17.15%	0.99%
800	98.75%	97.50%	93.75%	75.46%	50.12%	19.27%	1.13%
900	98.89%	97.78%	94.44%	78.02%	53.63%	21.31%	1.27%
1000	99.00%	98.00%	95.00%	80.13%	56.77%	23.28%	1.42%

Entladezeit $t: 69.08\text{ms}$ 138.1ms

345.3ms

1.38sec

3.45sec

12.43sec

241.77sec

 $\approx 4\text{min}$

3.5. Reine Integratoren

Wie bereits erwähnt, werden reine Integratoren in drei verschiedenen Versionen verwendet. Das Grundprinzip der Integration über die Zeit liegt jedoch allen Verfahren zugrunde. Lediglich der Rücksetzvorgang, d.h. die schlagartige Entladung des Integrationskondensators durch einen Schalter, ein Relais oder ein elektronisches Bauelement (FET), unterscheidet die Integratorvarianten. Da die verschiedenen Typen bereits von Shaw, J.C. (83) und Tursky, B. (91) hinreichend beschrieben wurden, sei nur auf eine Fehlermöglichkeit betreffend kurzer Kontraktionszeiten hingewiesen.

3.5.1. Aufbau des reinen Integrators

An Abb. 28 findet sich der Stromlaufplan für einen reinen Integrator mit vorgeschaltetem Amplitudensieb, dessen Wirkungsweise Ascher, G. (3) beschrieben hat, und einem Präzisionsvollweggleichrichter, den wir auch in dem Leereinschub (Abb. 23) mit unterbrachten. Durch das Amplitudensieb wurden die Rauschspannungen vom Verstärker eliminiert, die ohne diesen Schaltungskniff mitintegriert worden wären. IC_5 stellt mit dem Kondensator C_x , dem Entladeschalter S und den Widerständen R_{12}/R_{13} den eigentlichen Integrator dar.

3.5.2. Überprüfung der Linearität

In Abb. 29 sind die Integratoramplituden für Burst-signale im Bereich 100 ms - 1.1 sec dargestellt, die eine hohe Linearität des beschriebenen Systems aufzeigen. In Abb. 30 wurde die Treppenspannungskurve mit Hilfe konstanter Burstzeiten $t = 100 \text{ ms}$, konstanter Pausenzeit und konstanter Amplitude $U_g = 1 \text{ V}_{ss}$ erzeugt. Der Rücksatzvorgang ist durch den Pfeil markiert. Auch dieses Meßergebnis spricht für die Linearität der Schaltung in Abb. 28.

3.5.3. Integrieren von Kaukraftimpulsen

Wie bereits erwähnt, ändert sich die Integratoramplitude mit zunehmender Burstzeit, aber auch mit zunehmender Eingangsspannung, so daß das Meßergebnis immer ein Produkt aus Spannung und Zeit ist. Integriert man die elektrische Aktivität eines Muskels, der eine konstante Kraft ausübt, so steigt auch die Integrationsamplitude mit der Kontraktionsdauer an. Um das Maß für die integrierte elektrische Aktivität bei konstanter Kraft zu ermitteln, muß somit auch ein definiertes Zeitintervall vorgegeben werden. In den Abb. 19 a-c ist dokumentiert, daß bei kurzzeitig ausgeübten Kräften, die Kontraktionsdauer des Muskels durchaus variiert, also von einer Versuchsperson nicht konstant gehalten werden kann. In einem Versuch wollten wir diesen Umstand näher betrachten und brachten bei einem Probanden eine

Kaukraftmeßdose (nach Ludwig, P. (59)) zwischen den Zahnreihen, die okklusal dünn mit kaltpolymerisierendem Kunststoff beschickt waren, so unter, daß sie in mesial - distaler Richtung fest fixiert war. Der Kaufkraftgeber, der nach einem induktiven Prinzip arbeitete, wurde an eine 5 kHz Trägerfrequenzmeßbrücke TF 19 (Fa. Hellige) angeschlossen und das verstärkte und gleichgerichtete Brückensignal einem Papierschreiber HE 17 (Fa. Hellige) zugeführt. Dasselbe Signal integrierten wir und schlossen es auch an den Schreiber an. Die Versuchsperson wurde gebeten, möglichst gleiche kurze Kontraktionen durchzuführen.

3.5.4. Ergebnis

Wie in Abb. 31 zu sehen ist, zeigt die integrierte Kaukraftmessung in der unteren Spur auch bei einigermäßen konstanten Kaukraftamplituden (obere Spur) unterschiedliche Integrationsspannungen an. Da die integrierte Kaukraft in einer direkten Proportionalität zur integrierten elektrischen Aktivität steht, ist eine Aussage über das Verhältnis aufgewendete Kraft zu elektrisch integrierter Aktivität ohne Berücksichtigung der Kaukraftdauer nicht möglich. Das vorliegende Meßbeispiel in Abb. 31 zeigt deutlich, daß der Faktor Zeit mitgemessen werden muß. Ob dies, wie in diesem Beispiel durch die Bildung des Kaukraftintegrals über die Zeit geschieht oder getrennt mit einer exakten Zeitmessung bewerkstelligt wird, ist von untergeordneter Bedeutung.

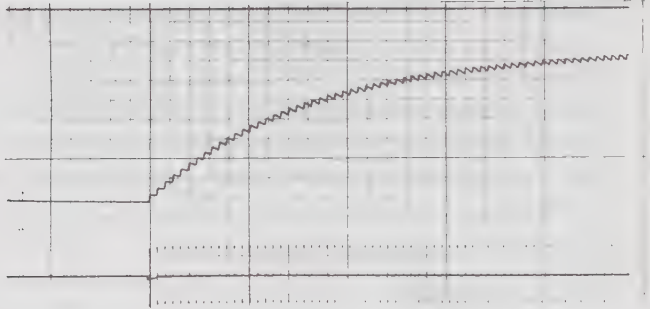


Abbildung 27:

Legende:

Kurvenverlauf des Ausgangssignals eines als "Integrator" verwendeten aktiven Mittelwertbildners

Zeitachse: 1 mm = 1 sec

untere Spur: Bursts signale : 50 Hz, 400 ms

Pause ≈ 1.5 sec

obere Spur: Ausgangssignal des als Integrator verwendeten Mittelwertbildners

deutlich ist die e-funktion erkennbar
man vergleiche dazu Abbildung 30

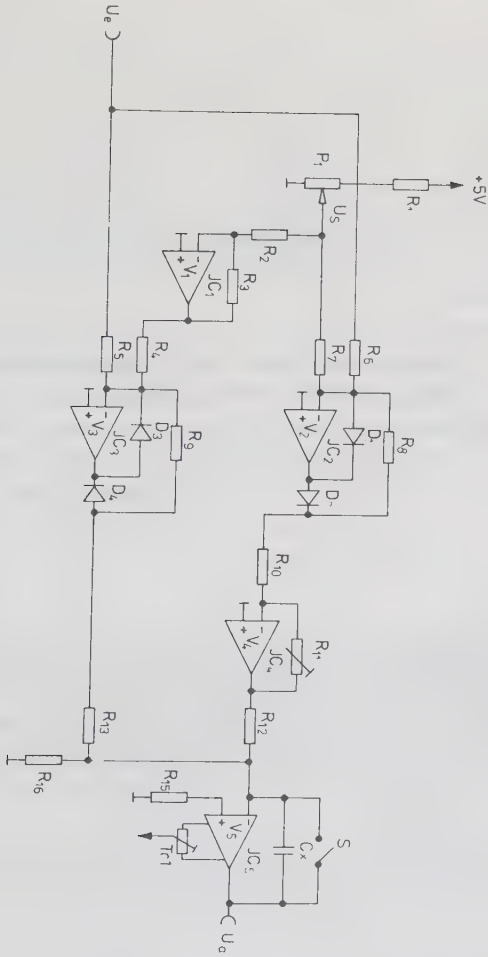


Abbildung 28:

Stromlaufplan des reinen Integrators mit vorgeschaltetem Amplitudensieb und Vollweggleichrichter

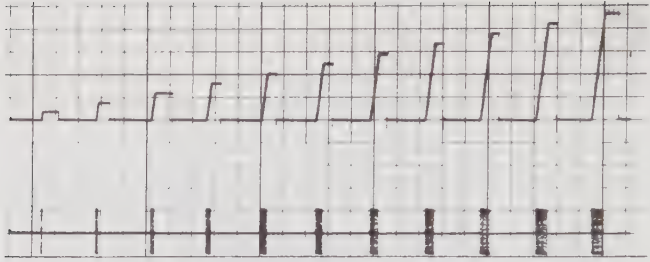


Abbildung 29:

Überprüfung der Linearität des reinen Integrators

obere Spur: Ausgangsamplitude des reinen Integrators mit
manuellem Rücksetzen

untere Spur: Eingangssignal: Bursts (100 ms... 1.1 sec in
100 ms-Schritten)

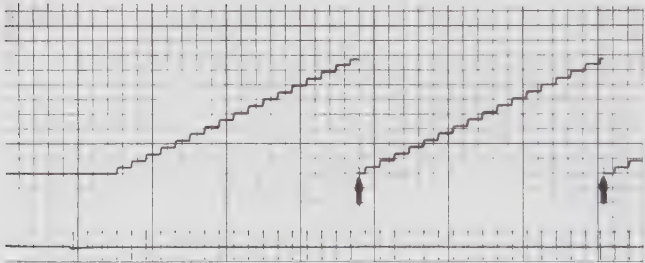


Abbildung 30:

Überprüfung der Linearität des reinen Integrators bei
langen Integrationszeiten. Der Rücksetzvorgang ist durch
Pfeil gekennzeichnet

obere Spur: Integratorausgangsamplitude

untere Spur: Burstsignale : $t = 100 \text{ ms}$, $u_e = 1 \text{ V}_{ss}$, $f = 50 \text{ Hz}$

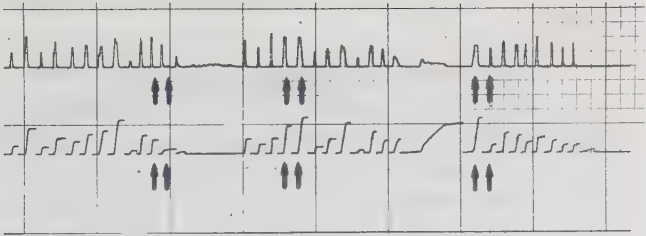


Abbildung 31 a :

Integrierte Kaukraftmessung

Die Pfeile markieren die besonders hervorstechenden
Unterschiede der Amplituden

obere Spur: Kaukraftamplituden

untere Spur: integrierte Kaukraftamplituden

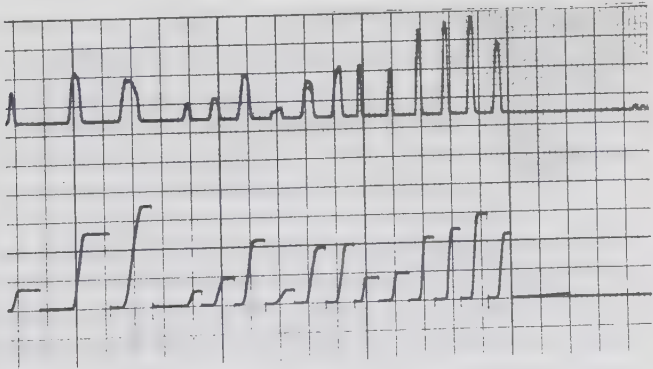
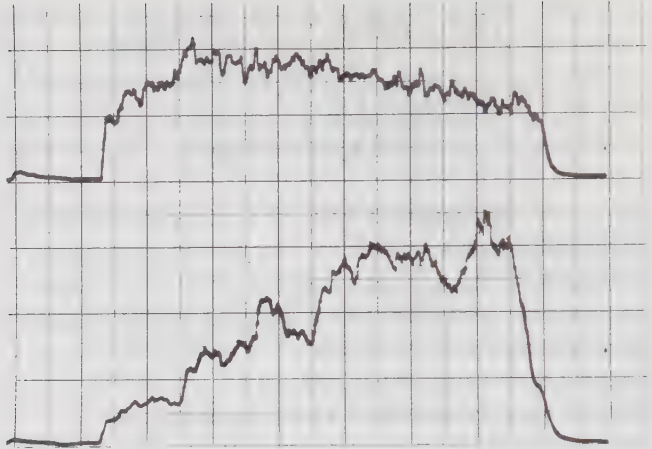


Abbildung 31 b:

Vergrößerte Darstellung der integrierten und nicht
integrierten Kaukraftamplituden

obere Spur: Kaukraftamplituden

untere Spur: integrierte Kaukraftamplituden



Abbildungung 32:

"Frequenzanalytisches" Auswerteverfahren

Zeitachse: 5 mm des Registrierpapiers entsprechen 1 sec

obere Spur: Amplitude des Frequenz-spannungs-wandlers

1 mm des Registrierpapiers entspricht 10.7 Hz

untere Spur: Amplitude der gemittelten elektrischen Aktivität
des m.mass. Zeitkonstante $\tau = 364$ ms

Der Patient versuchte die größtmögliche Kaukraft in maximaler Interkuspidation konstant aufrechtzuerhalten. Die "Frequenz" des EMG (obere Spur) sinkt vom Maximalwert ausgehend stetig, während die gemittelte elektrische Aktivität (untere Spur) zunimmt.

3.6. Ein frequenzanalytisches Auswerteverfahren

Hinsichtlich der Auswertung von "Frequenzen" (besser: Anzahl der Nulldurchgänge pro Zeiteinheit) in der Oberflächenmyoelektromyographie liegen noch zu wenige Ergebnisse vor, um beurteilen zu können, ob solche Verfahren klinisch differenzierbare Aussagen über das Verhalten der Muskeln zulassen. Die von Spreng, M. et al. (87) vorgestellte Untersuchungsmethodik bedient sich einer digitalen Analyse und ist an das Vorhandensein eines schon von der Programmierarbeit her teuren Rechners gebunden. Wir waren bestrebt ein einfaches, universell einsetzbares analoges System zu erstellen.

3.6.1. Aufbau des "frequenzanalytischen" Systems.

Wir verwendeten für die "frequenzanalytische" Weiterverarbeitung der verstärkten und gefilterten OF-Summenaktionspotentiale Frequenzspannungswandler vom Typ 4702 (Fa. Teledyne Philbrick), die die Nulldurchgänge mit einer Hysteresis von ca. $20 \text{ mV}_{\text{ss}}$ über Schmitt-Trigger in normierte Rechteckimpulse und diese anschließend durch Mittelwertbildung in eine Gleichspannung verwandeln. Durch die externe Beschaltung wurde der maximale Frequenzwert eingeeengt. Die Frequenz-Spannungswandler wurden mit den anderen Auswerteverfahren in dem bereits beschriebenen Leereinschub (siehe Abb. 23) mit untergebracht.

3.6.2. Vorläufige Ergebnisse

Bei vier vollbezahnten Versuchspersonen (Studenten unserer Zahnklinik) ermittelten wir das Verhalten der Summenaktionspotentiale der mm. mass. bei maximaler (die Probanden wurden gebeten, die Maximalkraft möglichst konstant über die Zeit einzuhalten) Kraftentfaltung hinsichtlich der gemittelten elektrischen Aktivität und der Anzahl der Nulldurchgänge pro Zeiteinheit. Die Ergebnisse ähnelten einander stark und zeigten zu Beginn der Kontraktion ein Ansteigen der Frequenz und der gemittelten elektrischen Aktivität. Nach ca. 3 sec stellte sich ein Frequenzmaximum dar, während die gemittelte elektrische Aktivität stetig zunahm. Kurz vor dem Ende der Kontraktion, nach der alle Versuchspersonen angaben, sie könnten die Kraft nicht aufrechterhalten und würden einen muskelkaterähnlichen Schmerz verspüren, war die Frequenz auf 50% des maximalen Wertes gesunken, während die gemittelte elektrische Aktivität ihr Maximum erreichte. In Abb. 32 ist dieses Verhalten dokumentiert.

Es scheint daraus hervorzugehen, daß mit einsetzender Ermüdung der Muskulatur ein erhöhter Synchronisationsgrad der muskulären Untereinheiten (das entspricht höheren Amplituden bei sinkender Anzahl der Spikes im OF-EMG) vorliegt.

Weitere Untersuchungen werden folgen.

4. Diskussion

Das Aufzeichnen und Auswerten von Oberflächenelektromyogrammen dient der Erforschung des Muskelverhaltens und der Komponenten, die den Muskel mit beeinflussen. Erbringt ein Muskel eine bestimmte Leistung, so entsteht als Begleiterscheinung eine elektrische Wechselspannung, die abgeleitet werden kann. Ändert sich die Leistung des Muskels, so drückt sich dies auch in einer Veränderung der elektrischen Wechselspannung aus. Ein trainierter Muskel liefert ein anderes Muster der elektrischen Wechselspannung bei gleicher Kraftentfaltung, wie ein untrainierter. Die Veränderungen der elektrischen Aktivitäten zeigen sich in einer Zu- und Abnahme der Summenaktionspotentialhöhe (Amplitude) und in der Aufeinanderfolge der Summenaktionspotentialspikes ("Frequenz"). Die Form der Summenaktionspotentialschwankungen ("Wechselspannung") ändert sich ständig und ist nicht wiederholbar, auch wenn ein und derselbe Muskel bei gleicher Kontraktionsdauer, gleicher Kraftentfaltung, gleicher Kontraktionsart (isotonisch, isometrisch, auxotonisch) und unter gleichen Versuchsbedingungen untersucht wird. Lediglich die Mittelwerte und Integrale der elektrischen Aktivität des OF-EMG ergeben bei einer bestimmten Leistung eines Muskels vergleichbare Ergebnisse, vorausgesetzt die Auswerteverfahren sind dem Untersuchungsziel angepaßt. Unser Bemühen um eine artefaktarme Registrie-

rung und Weiterverarbeitung zwang uns, fast alle Einzelkomponenten der elektromyographischen Aufnahmeapparatur hinsichtlich der wichtigsten Parameter zu überprüfen.

Bei der Meßmethode zur Feststellung der Elektroden- und Hautimpedanz legten wir eine Vereinfachung des Ersatzschaltbildes zugrunde, wie dies auch vor uns andere Autoren (72/76/86) unternahmen. Diese Simplifizierung verwendeten wir nur zur Abschätzung des komplexen Elektroden - Haut - Elektrodenwiderstandes, um die Verstärkereingangsimpedanz hinreichend hoch genug dimensionieren zu können. Daß die Reduktion des Ersatzschaltbildes der Haut auf ein RC-glied in Parallelschaltung nicht zur Beschreibung der wahren Verhältnisse dienlich ist, konnten wir dennoch mit der o.a. Methode nachweisen. Dies bestätigt, daß das Vorgehen von Lykken, D.T. (60), der die Hautimpedanz mit einer Rechteckimpulsmethode untersuchte und weitaus komplexere Ersatzschaltbilder ermittelte, eher zu einer Verifizierung des elektrischen Verhaltens der Haut beiträgt. Da wir die Verstärkereingangsimpedanz 100 mal höher, wie die höchste gemessene Hautimpedanz veranschlagten, kann ein Amplitudenverlust durch Fehlanpassung nicht auftreten. Die Anzahl von bisher vier untersuchten Probanden zwingt uns dennoch weitere Messungen durchzuführen, um gegebenenfalls eine weitere Erhöhung der Verstärkereingangsimpedanz vorzunehmen. Die bei Rau, G. u. Vredenbregt, J. (76) gefundenen komplexen Hautwiderstände liegen erheblich höher, als die von uns gemessenen. Das mag damit

zusammenhängen, daß wir kleinere Inter Elektrodenabstände und ein anderes Elektrodenmaterial verwendeten. Die Bestimmung der Hautimpedanz mit einem Ohm-meter erscheint nicht sinnvoll, da erstens kapazitive Anteile, die nach Lykken, D.T. (60) vornehmlich im stratum corneum zu suchen sind, damit unterschlagen und zum zweiten Polarisationserscheinungen unterstützt werden. Wie in dieser Arbeit gezeigt werden konnte, erreicht die Hautimpedanz bei sehr niedrigen Frequenzen (5-50 Hz) die höchsten Werte. Um abzuschätzen, ob die Verstärkereingangsimpedanz zu Fehlanpassungen führt oder ob sie ausreichend bemessen ist, empfiehlt sich, die Hautimpedanz bei Frequenzen zwischen 5 Hz und 50 Hz zu bestimmen.

Mit Hilfe eines erstellten Impedanzwandlers ($R_g = 20 \text{ M}\Omega$) der einem Verstärker (AM 502) vorgeschaltet war, untersuchten wir die mm. mass. einer Versuchsperson, um festzustellen, ob wesentliche Parameter von EMG-signalen mit Bursts zu Testzwecken nachgeahmt werden können. Das sprunghafte Anwachsen der EMG-amplituden bei Hackbißbewegungen und mäßigen Kontraktionen berechtigte zu dieser Annahme.

Wir testeten deshalb Mittelwertbildner und reine Integratoren mit Bursts variabler Länge, Amplitude und Frequenz. Obgleich Gath, J. u. Stalberg, E (36) bei intramuskulärer Ableitung Frequenzkomponenten bis 2.4 kHz nachgewiesen haben, beschränkten wir uns auf die für die Oberflächen elektromyographie ermittelten Frequenzspektren bis 500 Hz. Die Zulässigkeit dieses Vorgehens ergibt sich aus den Berechnungen von Kadefors, R. (48) und den experimentellen

Ergebnissen von Stacy, R.W. et al. (88) und Mitani, H. et al. (65). Die von uns herangezogene kürzeste Burstdauer von 100 ms sollte der kleinsten Kontraktionsdauer unter normalen Versuchsbedingungen entsprechen. Wir konnten nachweisen, daß solch kurze Kontraktionszeiten durchaus realistisch sind (gemessen: 130 ms Abb. 19c) und haben deshalb das Sprungantwortverhalten von Mittelwertbildnern ab Burstzeiten von ≥ 100 ms untersucht. Die rechnerischen Vorüberlegungen über das Verhalten von Mittelwertbildnern standen dabei in gutem Einklang mit den experimentellen Ergebnissen. Wir folgern daraus, daß Auswerteverfahrenstechniken sinnvollerweise sowohl mathematisch als auch experimentell überprüft werden sollten, damit Fehler in tolerablen Grenzen gehalten werden können. Die Zeitkonstante von Mittelwertbildnern muß der Kontraktionsdauer des zu untersuchenden Muskels angepaßt sein, mindestens jedoch 5 mal kleiner wie diese bemessen sein, um Fehler kleiner 1% zu erhalten. Mit kleiner werdender Zeitkonstante ändert sich die Siebwirkung, so daß dem Ausgangssignal ein mit sinkender Frequenz steigender Wechselspannungsanteil überlagert ist. Der Einsatz von Mittelwertbildnern 1. Ordnung zur Auswertung von Elektromyogrammen muß somit auf die Untersuchungen beschränkt bleiben, bei denen lange Kontraktionszeiten (> 1 sec) vorgegeben werden können. Als Integratoren eignen sich Mittelwertbildner nur bedingt, da durch die notwendig hohen Zeitkonstanten extrem lange Entladezeiten entstehen. Es erscheint uns deshalb ratsam reine Integratoren für allgemeine EMG-auswertungen einzusetzen. Bei allen EMG-untersuchungen - dies sei zum Schutze der Probanden noch erwähnt - sollten die verwendeten Geräte hinsichtlich ihrer Schutzklasse überprüft werden, um störende und gefährdende Ströme vom Patienten fernhalten zu können (53).

5. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit den möglichen Fehlerquellen der gebräuchlichsten Auswerteverfahren in der Oberflächenelektromyographie.

Im ersten Teil der Arbeit wurde die verwirrende Vielfalt der bisherigen Untersuchungsmethoden aufgezeigt, wobei ein Hauptaugenmerk auf den technischen Details liegt. Der nächste Abschnitt enthält experimentelle Untersuchungen zur Bestimmung des komplexen Elektroden- und Hautwiderstandes und Hinweise zur Dimensionierung der Verstärkereingangsimpedanz. Es folgt die konstruktive Darstellung eines Impedanzwandlers mit $20\text{ M}\Omega$ Eingangswiderstand und ein Konzept zum Schutz der aktiven Bauelemente vor Zerstörung durch elektrostatische Aufladungen. In einem weiteren Abschnitt sind die rechnerischen und experimentellen Überprüfungen von passiven und aktiven Mittelwertbildnern mit den ihnen spezifischen Artefaktmöglichkeiten aufgezeigt. Als Hilfsmittel diente zu Test- und Eichzwecken ein Burstgenerator, der Impulse lieferte, die in ihrer Dauer, Amplitude und Frequenz vorkommenden elektromyographischen Signalen angepaßt war. Im letzten Teil der Arbeit wurden im Experiment reine Integratoren untersucht und integrierte Kaukraftmessungen vorgenommen.

Ergebnisse:

1. Die Elektroden - Elektrolyt - Elektrodenimpedanz kann gegenüber der Hautimpedanz als vernachlässigbar klein angesehen werden.
2. Die Elektroden-Hautimpedanz weist eine große Variationsbreite auf, ist von dem gewählten Interelektroden-

abstand bei bipolarer Ableitung abhängig und erreichte den maximalen Wert von $200 \text{ k}\Omega$ (10 Hz) bei einer von insgesamt bisher fünf untersuchten Probanden. Weitere Messungen erscheinen notwendig.

3. Um elektromyographisch gewonnene Daten mit den Untersuchungen anderer Autoren vergleichen zu können, sind Absprachen, bzw. Normierungen hinsichtlich des Elektrodenmaterials, der Elektrodengröße, der gewählten Interelektrodenabstände der Verstärkereingangs-impedanzen, der Bandpaßgrenzfrequenzen und der Bandpaßfrequenzgangsteilheiten notwendig.
4. Mittelwertbildner sollten grundsätzlich nicht als Integratoren bezeichnet werden, da ihr Verhalten gänzlich anderer Natur ist und somit nur Anlaß zu Begriffsverwirrungen gegeben werden.
5. Mittelwertbildner sollten nur dann eingesetzt werden, wenn die Kontraktionsdauer größer gleich fünf mal der Zeitkonstanten τ betragen kann.
6. Tiefpassfilter höherer Ordnung sind den Filtern 1. Ordnung vorzuziehen.
7. Mittelwertbildner können als Integratoren nur dann eingesetzt werden, wenn der Teil der Exponentialfunktion, der noch als linear anzusehen ist, ausgenutzt wird. Nachteilig ist dabei die lange Entlade-

dauer und Wartezeit bis zu einem nächsten zu integrierenden EMG-signalereignis.

8. Reine Integratoren liefern eine Amplitude, die dem Produkt aus EMG-spannung und der Kontraktionsdauer entspricht. Will man die elektrische Aktivität in ein Verhältnis zur aufgewendeten Kraft setzen, muß der Faktor Zeit eliminiert werden. Dies ist z.B. durch eine integrierte Kaukraftmessung möglich.
9. Ein neu entwickeltes "frequenzanalytisches" EMG-Auswerteverfahren wurde bei vier Probanden eingesetzt. Mit Hilfe dieses Verfahrens konnten Synchronisationseffekte der muskulären Untereinheiten beobachtet werden.

Meinem verehrten Lehrer, Herrn Professor Dr. M. Hofmann danke ich für die Überlassung des Themas, seiner äußerst großzügigen Unterstützung durch Meßgeräte und andere Hilfsmittel, ohne die die vorliegende Arbeit undenkbar gewesen wäre, sowie seinem stets freundlichen Rat und der Durchsicht des Manuskriptes.

Herrn Professor Dr. P. Ludwig verdanke ich viele Anregungen, die aus Diskussionen und gemeinsam untersuchten Probanden hervorgingen.

Mein Dank gilt weiterhin Herrn Dipl.-Physiker P. Pröschel, der die Berechnungen überprüft hatte und mir bei der Aufstellung der Gleichungen 15 - 22 behilflich war.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. Ahlgren, J. : Electromyographic activity in
Lipke, D.P. digastric muscles and opening
force of mandible during static
and dynamic conditions. Scand.
J.Dent. Res. 85, 152-154 (1977)

2. Angelone, L. : An approach to quantitative electro-
Clayton, J.A. myography of the masseter muscle.
Brandhorst, W.S. J.Dent.Res. 39, 17-23 (1960)

3. Ascher, G. : Amplitudensieb mit kontinuierlich
einstellbarer Schwellenspannung.
Elektronik 6, 64 (1976)

4. Basmajian, J.V. : Electrodes and electrode connectors.
aus: New Developments in Electromyo-
graphy and Clinical Neurophysio-
logy, ed. by J.E. Desmedt, Vol 1,
502-510
Karger, Basel (1973)

5. Beck, H. : Untersuchungen zur Frage der Masse-
Kraft, E. terhypertrophie. Stoma 1, 14-27
(1959)

6. Bergtold, F. : Umgang mit Operationsverstärkern.
R. Oldenbourg Verlag, München-Wien
(1973)

7. Bergtold, F. : Schaltungen mit Operationsverstär-
kern. Band I und II
R. Oldenbourg Verlag, München-
Wien (1973)

8. Bigland, B. : The relation between force,
Lippold, O.C.J. velocity and integrated electrical
activity in human muscles.
J. Physiol. 123,214-224 (1954)

9. Bouisset, S. : Comparison between surface and
Maton, B. intramuscular EMG during voluntary
movement. aus: New Development in
Electromyography and Clinical
Neurophysiology, ed. by J.E.
Desmedt, Vol. 1, 533-539
Karger, Basel (1973)

10. Bouisset, S. : EMG and muscle force in normal
motor activities.
aus: New Development in Electromyo-
graphy and Clinical Neurophysiology,
ed. by J.E. Desmedt, Vol. 1,
547-583
Karger, Basel (1973)

11. Bouisset, S. : Contraction isometrique isotonique
Goubel, F. et contraction isometrique anisoto-
Maton, B. nique une comparaison electromyo-
graphique. Electromyogr. clin.
Neurophysiol. 13, 525-533 (1973)

12. Buchthal, F. Einführung in die Elektromyographie.
Urban und Schwarzenberg Verlag,
München - Berlin (1958)

13. Buchthal, F. Multielektrode study of the
Guld, G. territory of a motor unit.
Rosenfalck, P. Acta physiol. scand. 39, 83-103
(1957)

14. Budzynski, Th. An electromyographic feedback
Stoyva, J. technique for teaching voluntary
relaxation of the masseter muscle.
J. Dent. Res. 52, 116-119 (1973)

15. Bücking, W. Elektromyographische Untersuchun-
gen bei Patienten mit Myoarthro-
pathien unter besonderer Berücksich-
tigung verschiedener Auswertemetho-
den.
Med. Diss. Universität Erlangen-
Nürnberg (1974)

16. Corinth, G. : Ein universeller Vorverstärker für bioelektrische Signale. Elektronik, 8, 277-279 (1973)

17. Davis, J.F. : Manual of surface electromyography WADC Technical Report 59-184 (1959)

18. Drechsler, F. : Neurophysiologische Analyse der
Kohn, S. Wirkungen okklusaler Interferenzen
Kühl, W. auf Regulation und Koordination
Neuhauser, B. der Kaumuskulatur. DZZ 28, 695-704 (1973)

19. Edwards, R.G. : The relation between force and
Lippold, D.C.J. integrated electrical activity in fatigued muscle. J. Physiol. 132, 677-681 (1956)

20. Emde, J.W. : A dual digital integrator for EEG
Shipton, H.W. studies. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 37, 185-187 (1974)

21. Eschler, J. : Elektrophysiologische und -pathologische Untersuchungen des Kausystems. 1. Mitteilung: Allgemeines und spezielles zur Elektrophysiologie. DZZ H. 16, 958-961 (1952)

22. Eschler, J. : 2. Mitteilung:
Elektrische Untersuchungen über die
Erregung der Masseteren im Schlafe
bei marginalen Parodontopathien
DZZ H. 22, 1333-1351 (1952)
23. Eschler, J. : 3. Mitteilung:
Untersuchungen über die Muskelaktions-
ströme beim nächtlichen Knirschen
und Pressen.
DZZ H. , 1147-1157 (1955)
24. Eschler, J. : 6. Mitteilung:
Die funktionelle Valenz der
einzelnen Kaumuskeln und die post-
operative Öffnungsbahn des Unter-
kiefers nach Abänderung des prä-
operativen Muskelgleichgewichts.
DZZ 13, 434 - 442 (1958)
25. Eschler, J. : 7. Mitteilung:
Die funktionelle Seitenwertigkeit
der einzelnen Kaumuskeln und ihr
Einfluß auf die Bewegungsbahn
des Unterkiefers. DZZ 14, 39-49
(1959)

26. Esslen, E. : Die Bedeutung der Elektromyographie
Papst, W. für die Analyse von Motilitäts-
störungen der Augen. Karger, S.,
Basel-New York (1961)
27. Fetz, E.E. : An electronic activity integrator
Barensten, R.J. for operant conditioning of
patterns of neural and muscular
activity.
Electroencephalography and Clinical
Neurophysiology 38, 87-89 (1975)
28. Fürschner, R. : Die Beeinflussung der perioralen
Muskulatur durch Totalprothesen -
eine elektromyographische Unter-
suchung unter Einsatz verschiedener
Auswerteverfahren. Med. Diss.
Universität Erlangen-Nürnberg
(1974)
29. Frame, J.W. : The standardization of electro-
Rothwell, P.S. myography of the masseter muscle in
Duxbury, A.J. man. Archs. Oral. Biol. 18, 1419-
1423 (1973)
30. Freeman, G.L. : An electrical integrator for
Hoffmann, E.L. "action currents." Rev. of
Scientific Instruments 11,
283-284 (1940)

31. Frisch, H. : Elektronik
Lexikaverlag, Grafenau (1975)
32. Fuchs, P. : Nachtschlafuntersuchungen und ihre
Bedeutung für die Zahnheilkunde:
Experimentelle elektromyographische
Untersuchungen. Schweiz. Mschr.
Zahnheilk. 81, 645-662 (1971)
33. Fuchs, P. : Experimentelle Untersuchungen zur
Boos, W. Behandlung von funktionellen Kie-
Laub, M. fergelenksbeschwerden mit Aufbiß-
platten. DZZ 27, 383-393 (1972)
34. Fuchs, P. : Experimentelle Untersuchungen über
Weidlich, V. die Beeinflussung der nächtlichen
Kaumuskelaktivität durch Okklusions-
störungen. DZZ 28, 1064-1072 (1973)
35. Fusfeld, R.D. : A study of the differentiated
electromyogram.
Electroencephalography and
Clinical Neurophysiology 33,
511-515 (1972)
36. Gath, J. : Frequency and time domain characteri-
Stalberg, E. stics of single muscle fibre
action potentials. Electroencepha-
lography and Clinical Neurophysio-
logy 39, 371-376 (1975)

37. Girton, D.G.
Kamiya, J. : A very stable electrode system for recording human scalp potentials with direct - coupled amplifiers. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 37, 85-88 (1974)
38. Göpfert, H. : Die Darstellung von Faseraktionen der ruhenden Muskulatur am Menschen. *Pflügers Archiv* 256, 142-160 (1952)
39. Göpfert, H.
Göpfert, C. : Funktionelle Beziehungen zwischen Masseter- und Temporalis-Muskulatur in der Darstellung ihrer Aktionsströme. *DZZ* 10, 1530-1541 (1955) und *DZZ* 10, 1851-1861 (1955)
40. Göpfert, H.
Göpfert, C. : Die Restaktivität in der ruhenden Muskulatur des Mundes und Kauapparates. *DZZ* 9, 357-371 (1954)
41. Gottlieb, G.L.
Agarwal, G.C. : Filtering of electromyographic signals. *Amer. J. Phys. Med.* 49, 142-146 (1970)
42. Grossman, W.J.
Weiner, H. : Some factors affecting the reliability of surface electromyography. *Psychosomatic Medicine* 28, 78-83 (1966)

43. Hickey, J. C. : Electromyography in dental research:
 Woelfel, J.B. Part I:
 Stacy, R.W. Geometric placement of reference
 Rinear, L. electrodes.
 J. Pros. Dent. 8, 351-361 (1958)
44. Hoffman, P. : Nachweis des völlig konstanten Vor-
 Tönnies, J.F. kommens des Zungen - Kieferreflexes
 beim Menschen. Pfügers Arch. 250,
 103-108 (1948)
45. Inman, V.T. : Relation of human electromyogram
 Ralston, H.J. to muscular tension.
 Saunders, J.D. Electroencephalography and Clinical
 Feinstein, B. Neurophysiology 4, 187-194 (1952)
 Wright, E.W.Jr.
46. Jones, J.G. : Motor potentials and the timing
 Beck, C.H. of muscular activity.
 Electroencephalography and Clinical
 Neurophysiology 38, 273-279 (1975)
47. Jüde, H.D. : Elektromyographische Untersuchungen
 Fukushima, S. an der Kaumuskulatur nach Präpara-
 Drechsler, F. tion endständiger Molaren als Brücken-
 Neuhauser, B. Pfeiler. DZZ 32, 711-714 (1977)

48. Kadefors, R. : Myo-electric signal processing as an estimation problem. aus: New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology, ed. by J.E. Desmedt, Vol. 1, 519-532 Karger, Basel (1973)
49. Klijn, J.A.J. : Cable artefact suppressor for electrophysiological recording. Electromyogr. clin. Neurophysiol. 13, 87-92 (1973)
Kloprogge, M.J.G.M.
50. Kraft, E. : Über eine Untersuchung der menschlichen Kaumuskeltätigkeit während des Nachtschlafes. Stoma 12, 213-235 (1959) und Stoma 13, 7-21 (1960)
51. Kraft, E. : Möglichkeiten und Grenzen elektromyographischer Untersuchungsmethoden in der Zahn- Mund- und Kieferheilkunde. DZZ 18, 904-914 (1963)
52. Kramer, H. : Über die Zuverlässigkeit elektromyographischer Messungen mittels Oberflächen-elektroden. Acta biol. med. germ. 29, 381-388 (1972)
Bräuer, D.
Küchler, G.

53. Krestel, E. : Gefährdende und störende Ströme in elektromedizinischen Anlagen - Messung und Gegenmaßnahmen. Biomed. Technik 19, 118-122 (1974)
54. Küpfmüller, K. : Einführung in die theoretische Elektrotechnik. 10. Auflage Springer - Verlag, Berlin-Heidelberg-New York (1973)
55. Lee, R.G. : Analysis of motor conduction
Ashby, P. velocity in the human median
White, D.G. nerve by computer simulation of com-
Agnayo, A.J. pound muscle action potentials.
Electroencephalography and Clinical
Neurophysiology 39, 225-237 (1975)
56. Laurig, W. : Elektromyographie als arbeits-
wissenschaftliche Untersuchungs-
methode zur Beurteilung von
statischer Muskelarbeit.
Techn. Diss. .
Technische Hochschule Darmstadt
(1970)

57. Lemmerz, A.H. : Einfluß des Elektroden-Haut-Übergangswiderstands auf das EKG.
Elektromedizin 15, 12-14 (1970)
58. Lippold, O.C.J. : The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension.
J. Physiol. 117, 492-499 (1952)
59. Ludwig, P. : Funktionelle Kiefergelenkbelastung und Unterkieferdeformation. Med. Habil.
Schr. Erlangen 1976
60. Lykken, D.T. : Square - wave analysis of skin impedance. Psychophysiology 7, 262-275 (1970)
61. Manns, A. : EMG amplitude and frequency at different
Spreng, M. muscular elongations under constant masticatory force or EMG activity.
Acta physiol. latinoam. 27, 259-271 (1977)
62. Maton, B. : Influence du temps d'integration sur la relation entre l'EMG de surface integre et la force au cours de la contraction isometrique, isotonique.
Electromyogr. clin. Neurophysiol. 13, 307-318 (1973)

63. Mc Call, W.D. Jr. : Symptom severity and silent periods:
Goldberg, S.B. Preliminary results in TMJ dysfunction
Uthmann, A.A. patients.
Mohl, N.D. New York State Dental Journal,
44, 58-60 (1978)
64. McLeod, W.D. : EMG instrumentation in biomechanical studies: Amplifiers, recorders and integrators, aus: New Development in Electromyography and Clinical Neurophysiology, ed. by J.E. Desmedt, Vol 1, 511-518 Karger, Basel (1973)
65. Mitani, H. : On the power - spectra of the
Yamashita, A. surface electromyograms of masticatory
Fujii, H. muscles. J.Osaka Dental University Vol.8, 8-18 (1974)
Kato, H.
Koizumi, T.
Komuro, S.
66. Möller, E. : The chewing apparatus. An electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. Acta physiol. scand. 69, suppl. 280 (1966)

67. Møller, E. : Action of the muscles of mastication. aus: Front. Oral Physiol. Vol. 1, 121-158 Karger, Basel (1974)
68. Norton, B.J. : An approach to the objective
Bomze, H.A. measurement of spasticity.
Chaplin, H. Physical Therapy 52, 15-23 (1972)
69. O'Connell, A.L. : The use of electromyography in
Gardner, E.B. kinesiological research. Res. Quart.
amer. Ass. Hlth. phys.
Education 34, 166-184 (1963)
70. Overstake, Ch.P. : Electromyographic study of normal
and deviant swallowing.
Int. J. Oral Myol. 1, 29-60 (1975)
71. Petajan, J.H. : Clinical electromyographic studies
of diseases of the motor unit.
Electroencephalography and Clinical
Neurophysiology 36, 395-401 (1974)
72. Pifster, R. : Ergebnisse und Beobachtungen bei
Schulz, P. der Messung des Hautwiderstandes
unter der Verwendung von Gleich-
und Wechselstrom. Dermatologische
Wochenschrift H. 27, 692-699
(1966)

73. Puff, K.H. : Die klinische Elektromyographie
in der Differentialdiagnose von
Neuro- und Myopathien.
Springer-Verlag, Berlin-Heidel-
berg-New York (1971)
74. Rau, G. : I.P.O. Report 192
Vredenbregt, J. Electromyographic activity during
voluntary static muscle contractions.
Instituut Voor Perceptie Onderzoek,
Insulindelaan 2, Eindhoven (1970)
75. Rau, G. : I.P.O. Report 193
Vredenbregt, J. The relationship between the EMG
activity and the force during
voluntary static contractions of
the human m. biceps. Instituut Voor
Perceptie Onderzoek Insulindelaan
2, Eindhoven (1970)
76. Rau, G. : I.P.O. Report 206
Vredenbregt, J. Elektroden-Übergangswiderstand und
Hautwiderstand für verschiedene
Elektrodenmaterialien im Hinblick
auf quantitative Oberflächen-
Elektromyographie. Instituut
Voor Perceptie Onderzoek
Insulindelaan 2, Eindhoven (1971)

77. Rau, G. : EMG-force relationship during
Vredenburg, J. voluntary static contractions
(m. biceps).
Medicine and Sport, Vol. 8:
Biomechanics III, 270-274
Karger, Basel (1973)
78. Rau, G. : Ein verbessertes Meßsystem zur
quantitativen Oberflächen-Myographie.
FAT-Mitteilung 2/73
Forschungsinstitut für Anthropo-
technik, Meckenheim (1973)
79. Rau, G. : Improved EMG quantification through
suppression of skin impedance in-
fluences. in: Biomechanics IV,
322-327 R.C. Nelson (ed.), Uni-
versity Park Press, Baltimore
(1974)
80. Rau, G. : Anwendung der Elektromyographie bei
der Beurteilung körperlicher Momentan-
und Langzeitbeanspruchung.
Z.Arb.wiss. 31 (3NF), 112-120
(1977)
81. Rosenfalck, A. : Evaluation of the electromyogram
by mean voltage recording.
Medical Electronics, 9-12 (1959)

82. Sessle, B.J.
Schmitt, A. : Effects of controlled tooth stimulation on jaw muscle activity in man. Archs. oral Biol. 17, 1597-1607 (1972)
83. Shaw, J.C. : Quantification of biological signals using integration techniques. in: P.H. Venables and Martin, J. (eds.) Manual of Psychophysiological Methods, North Holland, Amsterdam, 403-465 (1967)
84. Schärer, P. : Praktische Aspekte der Physiologie des Kauapparates. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 79, 1053-1065 (1969)
85. Schenk, E.
Beck, U. : Somatic brain stem reflexes in clinical Neurophysiology. Electromyogr. clin. Neurophysiol. 15, 107-116 (1975)
86. Schulz, P. : Neue Meßmethoden und Untersuchungen des elektrischen Widerstandes der menschlichen Haut bei Gleich- und Wechselströmen. Med.Diss.Freiburg (1966)

87. Spreng, M. : Ein elektronisches Verfahren zur
Bumm, P. statist. Auswertung von Elektromyo-
Wigand, M.E. grammen mit Hilfe von D.-Hist.
und I.-Hist.
Pflügers Archiv 298,(1968)
88. Stacy, R.W. : Electromyography in dental rese-
Hickey, J.C. arch Part II:
Woelfel, J.B. Frequency response requirements.
Rinear, L. J. Pros. Dent. 8, 1049-1054 (1958)
89. Stephan, H. : Experimentelle Untersuchungen zur
Witt, E. Aktivität des Masseters in seiner
Funktion als Arbeitsseiten- und
Balanceseitenmuskel, DZZ 29,
898-901 (1974)
90. Stott, F.D. : Biomedical amplifiers using inte-
Weller, C. grates circuits.
Medical and Biological Engineering
684-687 (1976)
91. Struppler, A. : Discussion of methodology and
standardisation of silent period.
Electromyogr. clin. Neurophysiol.
15, 169-173 (1975)

92. Tursky, B. : Integrators as measuring devices of bioelectric output. Clinical Pharmacology and Therapeutics Vol. 5, 887-892 (1964)
93. Vahldiek, H. : Elektronische Signalverarbeitung. R. Oldenbourg Verlag, München-Wien (1977)
94. Viitasalo, J. H. T. : Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements. Acta physiol. scand. 93, 531-539 (1975)
Komi, P. V.
95. Widmalm, S. : An apparatus for the synchronous registration of EMG activity in jaw muscles and of vibrations in the masticatory system. Journal of Oral Rehabilitation Vol. 1, 183-190 (1974)
Hedegard, B.
96. Zuniga, E. N. : Nonlinear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation 50, 613-620 (1969)
Simons, D. G.

97. Zuniga, E.N.
Truong, X.T.
Simons, D.G.
: Effects of skin electrode position
on averaged electromyographic poten-
tials. Archives of Physical Medi-
cine & Rehabilitation 51,
264-272 (1970)

7. Anhang

Begriffserklärungen:

Burst:	ein dem Zeitzeichen im Rundfunk ähnlicher Tonimpuls
Differenzverstärker:	Verstärker mit einem invertierenden (die Eingangsspannung erscheint am Ausgang mit umgekehrten Vorzeichen) und einem nicht invertierenden (die Eingangsspannung erscheint am Ausgang mit gleichem Vorzeichen) Eingang
Impedanz:	Scheinwiderstand; frequenzabhängiger Widerstand
Paynter-filter:	Filter mit bestimmten Filtereigen- schaften, auch Thomson-oder Bessel- filter genannt
Rauschen, rosa:	Rauschen mit einer spektralen Leistungsdichte, die zu Frequen- zen kleiner gleich 100 Hz vergrößert ist
Rauschen, weißes:	Rauschen mit einer frequenzunab- hängigen spektralen Leistungsdichte
Sprungantwort:	Antwort auf ein sprungförmiges An- steigen der Eingangsspannung (z.B. Rechteckform)

L e b e n s l a u f

Rudolf W. Ott 852 Erlangen, Gerhart-Hauptmann-Str.15

geboren am: 8. November 1944

in: Erlangen

Familienstand: verheiratet

Konfession: evangelisch

Ausbildung: 1951-1955 Volksschulen Erlangen und Feuchtwangen
1955-1965 Human.Gymnasien Dinkelsbühl, Oettingen und Ansbach
1965-1969 Ingenieurschulpraktikum und Berufstätigkeit
1969-1971 Nachholen des Abiturs auf dem zweiten Bildungsweg am Bayern-Kolleg in Schweinfurt
1971-1977 Studium der Zahnheilkunde an der Universität Erlangen-Nürnberg

Approbation: vom 20. Januar 1978

Berufweg: seit 1. Februar 1978 wissenschaftliche Hilfskraft an der Poliklinik für Prothetik der Universitätsklinik für Zahn- Mund- und Kieferkranke in Erlangen

